4 KARLSRUHER FORSCHUNGSBERICHTE ZUR ARBEITSWISSENSCHAFT UND BETRIEBSORGANISATION

SABRINA BRINGELAND

Kinematische Tätigkeitsanalyse

Identifikation von ruckbasierten Parametern zur Ermittlung der Anstrengung am Beispiel einer repetitiven Punkt-zu-Punkt Bewegung



Sabrina Bringeland

Kinematische Tätigkeitsanalyse

Identifikation von ruckbasierten Parametern zur Ermittlung der Anstrengung am Beispiel einer repetitiven Punkt-zu-Punkt Bewegung

4 ifab KARLSRUHER FORSCHUNGSBERICHTE ZUR ARBEITSWISSENSCHAFT UND BETRIEBSORGANISATION

Kinematische Tätigkeitsanalyse

Identifikation von ruckbasierten Parametern zur Ermittlung der Anstrengung am Beispiel einer repetitiven Punkt-zu-Punkt Bewegung

von

Sabrina Bringeland



Karlsruher Institut für Technologie
Institut für Arbeitswissenschaft und Betriebsorganisation

Kinematische Tätigkeitsanalyse - Identifikation von ruckbasierten Parametern zur Ermittlung der Anstrengung am Beispiel einer repetitiven Punkt-zu-Punkt Bewegung

Zur Erlangung des akademischen Grades einer Doktorin der Ingenieurswissenschaften (Dr.-Ing.) von der KIT-Fakultät für Maschinenbau des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT) genehmigte Dissertation

von Sabrina Bringeland, M.Sc.

Tag der mündlichen Prüfung: 26. Januar 2021
Hauptreferentin: Prof. Dr.-Ing. Barbara Deml
Korreferent: Prof. Dr.-Ing. Sven Matthiesen

Impressum



Karlsruher Institut für Technologie (KIT)
KIT Scientific Publishing
Straße am Forum 2
D-76131 Karlsruhe

KIT Scientific Publishing is a registered trademark
of Karlsruhe Institute of Technology.
Reprint using the book cover is not allowed.

www.ksp.kit.edu

Print on Demand 2022 – Gedruckt auf FSC-zertifiziertem Papier

ISSN 2363-7315
ISBN 978-3-7315-1168-7
DOI 10.5445/KSP/1000143475

Kurzfassung

Im Kontext der Arbeitswissenschaft stellt die wahrgenommene Anstrengung einen zentralen Faktor dar, da sie den Leistungsgrad in Relation zu der Anforderung beschreibt. In der subjektiven Beurteilung ist eine erhöhte Anstrengung ebenfalls ein Indikator für ein erhöhtes Beanspruchungsempfinden, was wiederrum beschreibt, ob eine Tätigkeit akzeptabel ist oder nicht. Die meisten praktischen Beurteilungsinstrumente beruhen auf subjektiven Messskalen. Diese sind kostengünstig, haben aber den Nachteil, dass die Beurteilung der Anstrengung enorm vom Zeitpunkt der Befragung, von Zeitdruck oder Kenntnissen über die Dauer der Aufgabe abhängig ist. Zudem gibt es interindividuell Unterschiede in der Art der Beurteilung. Diese Gründe motivieren objektive Beurteilungen der körperlichen Anstrengung. Die Zielsetzung dieser Ausarbeitung ist es, die Kombination verschiedener Gelenkbewegungen zu berücksichtigen, um ein Bewegungsmuster zu finden, welches eine erhöhte Anstrengung identifiziert. Theoretische Ansätze und neuere Untersuchungen lassen den Rückschluss zu, dass sich im speziellen der Ruck zur Identifikation von Anstrengungserscheinungen eignet. Die vorliegende Ausarbeitung setzt u. a. an diesen Forschungsergebnissen an und untersucht, welchen Einfluss der Ruck einer Bewegung auf die wahrgenommene Anstrengung hat. Hierzu werden drei Probandenstudien durchgeführt. In Experiment I wird untersucht, welche ruckbasierten Parameter Probanden mit erhöhter Anstrengung/Ermüdung von Probanden mit niedriger Anstrengung/Ermüdung differenzieren. In dem Experiment II wird ein Musterabgleich der Ausprägung der ruckbasierten Paramater vorgenommen, um den Zeitpunkt erhöhter Anstrengung (ZEA) zu identifizieren. Die dritte Untersuchung stellt eine Übertragung des ZEA-Verfahrens auf eine anwendungsnahe Tätigkeit dar. Das Ergebnis ist, dass die Frequenz und Amplituden der Peaks des Rucks aufgabenunabhängig den ZEA voraussagen. Zur Identifikation ist die Betrachtung des am meisten kontrollierten Gelenkes nötig. In diesem zeigt sich der ZEA durch kleinere zeitliche Abstände der Peaks, größere Amplituden der Peaks und eine Erhöhung der Gesamtwinkelbewegung.

Abstract

In ergonomics, the perceived exertion is a central factor, describing the degree of performance concerning the task requirements. In subjective perception, increased exertion is an indicator of an increased perception of physical load. This, in turn, represents the limits of whether an activity is acceptable or not. Most practical used measures of perceived exertion are based on subjective rating scales. These are cost-effective but have the disadvantage that the exertion's estimation is strongly influenced by the time of the questioning, time pressure, or knowledge about the task's duration. Besides, there are inter-individual differences in the mean of perception. For this reason, objective assessments of physical exertion are useful. This paper's main objective is to consider the combination of different joint movements to find a movement pattern that identifies increased exertion. Theoretical approaches and recent studies allow the conclusion that the jerk is suitable for identifying signs of exertion. This paper takes these research results as a starting point and examines the influence of the jerk of a movement on the perceived exertion. For this purpose, three studies will be conducted. Experiment I investigate the jerk-based parameters that differentiate subjects with increased exertion/fatigue from those with low exertion/fatigue. In Experiment II, a pattern matching of the jerk-based parameters is conducted to identify increased exertion time (ZEA). The third study represents a transfer of the ZEA procedure to an application-oriented task. The result is that the temporal occurrence and magnitude of the jerk peaks' amplitudes predict the ZEA independent of the task. For identification, it is necessary to consider the most controlled joint. In this joint, the ZEA is shown by smaller time intervals between the peaks, higher amplitudes of the peaks, and an increase of overall angular movement.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all den lieben Menschen um mich herum bedanken, die mich mit bewundernswerter Hilfe auf dem Weg zur Erstellung dieser Arbeit unterstützt haben.

Mein ganz besonderer Dank gilt Frau Prof. Dr.-Ing. Barbara Deml. Ihre motivationale Unterstützung und Offenheit für meine Forschungsideen, haben zu meiner persönlichen Entwicklung beigetragen und mich immer wieder positiv bestärkt. Herzlich möchte ich mich auch bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Sven Matthiesen bedanken. Seine mir gegenüber ausgedrückte Begeisterung für das Thema und verständnisvolle Unterstützung haben mir sehr geholfen.

Ebenso möchte ich mich bei meinen Kollegen am ifab bedanken, die für eine einzigartige Teamatmosphäre sorgten. Danke für die zahlreichen Diskussionen zum Forschungsthema, die immer einen wertvollen Beitrag zu dieser Arbeit ergaben. Zudem möchte ich mich für die herzliche Zusammenarbeit bei den Kollegen vom IPEK bedanken. Ein großes Dankeschön gilt den studentischen Hilfskräften, die insbesondere bei der Vorbereitung, Durchführung und Nachbereitung der Versuche unterstützt haben. Ihr habt erheblich zum Gelingen der Arbeit beigetragen. Ebenso möchte ich mich bei allen Probanden bedanken, die an den Experimenten teilgenommen haben.

Bei meinem Freund Marc möchte ich mich für die wundervolle Unterstützung, Rücksicht und nicht müde werdende Motivation bedanken. Seine stärkende Art und das Auffangen bei Rückschlägen haben mich immer wieder aufgebaut und angetrieben. Besonders möchte ich Daniel Hövermann, Adam Zabicki und Gabriele Schäfer meine Dankbarkeit für den Feinschliff der Ausarbeitung ausdrücken. Nicht zuletzt möchte ich mich bei meiner Familie bedanken, die oft auf mich verzichten mussten, damit ich die Arbeit abschließen konnte.

Leonberg, im Januar 2021

Sabrina Bringeland

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung 1

2 Theoretischer Hintergrund der Anstrengung 5

2.1 Einordnung des Begriffs der Anstrengung in den arbeitswissenschaftlichen Kontext 5

2.1.1 Auswirkung und Einflussfaktoren einer Arbeitsaufgabe 7

2.1.2 Anstrengung als Wahrnehmungsquelle der Aufgabenbeanspruchung 9

2.2 Die wahrgenommene Anstrengung 11

2.2.1 Wahrnehmungsquellen der Anstrengung 12

2.2.2 Modell der Anstrengungswahrnehmung 14

2.2.3 Was macht eine Bewegung anstrengend? 17

2.3 Wechselwirkung zwischen Ermüdung und Anstrengung 19

2.4 Bewertung der wahrgenommenen Anstrengung 23

2.4.1 Instrumente zur Abschätzung der Anstrengung 23

2.4.2 Bedeutung der Bewertung der Anstrengung 26

2.5 Zusammenfassende Betrachtung der Anstrengung 29

3 Theoretischer Hintergrund der Bewegungsausführung 31

3.1 Grundlage der motorischen Kontrolle und Ausführung 32

3.2 Die Variabilität der Bewegungsausführung 33

3.2.1 Einflussfaktoren auf das motorische System 35

3.2.2 Ermüdung als Einflussfaktor auf das motorische System 37

3.2.3 Schmerz als Einflussfaktor auf das motorische System 39

3.3 Die Qualität der Bewegungsausführung 41

3.3.1 Der Ruck zur Quantifizierung der Bewegungsqualität 42

3.3.2 Faktoren, die die Bewegungsqualität beeinflussen 45

3.4 Zusammenfassende Betrachtung der Variabilität und Qualität der Bewegungsausführung 48

4 Beschreibung und Motivation des Forschungsvorgehens 51

5 Experiment I 55
5.1 Fragestellungen Experiment I 55
5.2 Methodisches Vorgehen 58
5.2.1 Versuchsaufbau 58
5.2.2 Versuchsdurchführung 63
5.2.3 Datenanalyse 65
5.2.4 Statistische Auswertung 75
5.2.5 Stichprobe 76
5.3 Aufgabenteil 1: Muster 77
5.3.1 Überprüfung der Voraussetzungen 77
5.3.2 Ergebnisse 83
5.3.3 Diskussion 91
5.4 Aufgabenteil 2: Randomisierung 95
5.4.1 Überprüfung der Voraussetzungen 95
5.4.2 Ergebnisse 101
5.4.3 Diskussion 112
5.5 Vergleichende Betrachtung 113
5.6 Zusammenfassung 117

6 Experiment II 119
6.1 Fragestellungen Experiment II 119
6.2 Methodisches Vorgehen 122
6.2.1 Versuchsaufbau 122
6.2.2 Versuchsablauf 125
6.2.3 Datenanalyse 126
6.2.4 Statistische Auswertung 130
6.2.5 Stichprobe 130
6.3 Ergebnisse 131
6.3.1 Analyse der Anstrengungsbewertung 131
6.3.2 Übertragung der Ergebnisse aus Experiment I 134
6.4 Identifikation des Zeitpunktes erhöhter Anstrengung (ZEA) 141
6.4.1 Entwicklung des Verfahrens 142
6.4.2 Validierung des Verfahrens 151
6.5 Diskussion 155
6.6 Zusammenfassung 159

7 Übertragung der Ergebnisse auf eine anwendungsnahe Tätigkeit .. 163
7.1 Fragestellungen ... 163
7.2 Methodisches Vorgehen ... 165
7.2.1 Versuchsaufbau ... 165
7.2.2 Versuchsablauf und Stichprobe ... 168
7.2.3 Datenanalyse ... 168
7.2.4 Statistische Auswertung ... 169
7.3 Ergebnisse ... 170
7.3.1 Übertragung des ZEA-Verfahrens ... 170
7.3.2 Analyse des Bewegungsverhaltens ... 171
7.4 Diskussion ... 177
7.5 Zusammenfassung ... 180

8 Zusammenfassung und Ausblick ... 181

9 Literaturverzeichnis ... 185

Anhang ... 211

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1: Schematischer Aufbau des Forschungsvorhabens 4

Abbildung 2.1: Modifiziertes Erklärungsmodell für die wahrgenommene Anstrengung (Haile et al. 2015, S. 12) 16

Abbildung 2.2: Darstellung der Beziehung zwischen der wahrgenommen Anstrengung und der Herzfrequenz für verschiedene Altersbereiche (Borg 2004) 24

Abbildung 3.1: Darstellung der Bewegungsvariabilität anhand einer Zeigeaufgabe mit verschiedenen möglichen Gelenkwinkelausprägungen, um ans Ziel zu gelangen (Bergin, Tucker, Vicenzino, van den Hoorn & Hodges, 2014) 34

Abbildung 3.3: Versuchsdurchführung der Zielaufgabe von Fuller et al. (2011) 38

Abbildung 3.3: Versuchsaufbau bei Golfspielern. 44

Abbildung 3.5: Ergebnisse des Rucks beim Gehen in verschiedenen emotionalen Zuständen (Kang und Gross 2016) 47

Abbildung 4.1: Schematisches Vorgehen der Analyse von Experimt I 52

Abbildung 4.2: Schematisches Vorgehen der Analyse von Experimten II 53

Abbildung 6.1: Darstellung der Punkt-zu-Punkt Aufgabe des zweiten Experiments 123

Abbildung 6.2: Skizze der Bildschirmposition des zweiten Experiments 126

Abbildung 6.3: Bewegungsbereich von einen bis zum anderen Punkt auf dem Bildschirm (oben). Dreidimensionaler Plot der Bewegungstrajektorie des Ellenbogengelenkes (unten) .. 128

Abbildung 6.4: Gelenkmodell zur Veranschaulichung der Körpervariablen x_1, x_2 und x_3 und der Zielposition d mit der Höhe h (Cusumano und Cesari 2006). 129

Abbildung 6.5: Mittelwert der Anstrengung zusammen mit der Darstellung der Anzahl an Probanden für die Aufgabenteile LOM (oben) und LMM (unten) 132
Abbildung 6.6: Vergleich der Anstrengungsgruppen A-1, A-2 und A-3 anhand von LDLJ-basierten Parametern im Versuchsteil LOM... 136
Abbildung 6.7: Vergleich der Anstrengungsgruppen A-1, A-2 und A-3 anhand von LDLJ-basierten Parametern im Versuchsteil LMM 138
Abbildung 6.8: Vergleich der Anstrengungsgruppen E-1, E-2 und E-3 anhand von BV- basierten Parametern im Versuchsteil LMM 139
Abbildung 6.9: Vergleich der Anstrengungsgruppen A-1, A-2 und A-3 anhand von *LDLJ*-basierten Parametern im Versuchsteil Muster 141
Abbildung 6.10: Zeitliche Verläufe der Anstrengung und der kumulierten Peaks des LDLJs am Beispiel von Proband 9 und 19 143
Abbildung 6.11: Identifikationsverfahren für den Zeitpunkt einer erhöhten Anstrengung bei einem proportionalen Verhältnis von Amplituden und Frequenz.. 146
Abbildung 6.12: Differenzen der Frequenz, der Amplituden und des Weges am Beispiel von Proband 4 148
Abbildung 6.13: Mittlere Anstrengungsbewertung in den identifizierten Zeitpunkten erhöhter Anstrengung................................ 152
Abbildung 6.14: Identifizierte mittlere relative Zeitpunkte erhöhter Anstrengung in Prozent.. 153
Abbildung 7.1: Schematische Darstellung der Aufgabe mit dem Kurzhalsschleifer auf einer horizontalen (links) und senkrechten (rechts) Fläche... 166
Abbildung 7.2: Angelegte Sensoren (MTx-Sensoren, Xsens©)............... 167
Abbildung 7.3: Kumulierte Peaks des LDLJ mit ZEA (gestrichelte Linie) von VP 1 (VP 1-1: Eibenstock, VP 1-2: Menzer) 172

Abbildung 7.4: Kumulierte Peaks des LDLJ mit ZEA (gestrichelte Linie) von VP 2 (VP 2-1: Flex, VP 2-2: Eibenstock) 173

Abbildung 7.5: Subjektive Bewertung der Anstrengung und Ermüdung von VP 1 und VP 2 174

Abbildung 7.6: Mittlerer Geschwindigkeit des am meisten kontrollierten Segmentes von Proband 1 (VP 1) und Proband 2 (VP 2) 175

Abbildung 7.7: Mittlere Gesamtwinkelbewegung von den betrachteten Segmente Proband 1 und Proband 2................................ 176

Abbildung A.1: NASA-TLX und Zusatzfrage zur Ermüdung 211

Abbildung B.1: Durchschnittlicher Gelenkwinkelverlauf der 12 Kreis-Episoden mit einer Polynomfunktion 1. Ordnung........... 212

Abbildung B.2: Durchschnittliches Bewegungsausmaß des COMs in cm in den Versuchsteilen M1-Tisch, M2-Wand und M3-Tisch innerhalb der drei Raumachsen (x-, y-, und z-Achse)..... 214

Abbildung C.1: Durchschnittliches Bewegungsausmaß des COMs in cm in den Versuchsteilen R1-Tisch, R2-Wand und R3-Tisch innerhalb der drei Raumachsen (x-, y-, und z-Achse)..... 216

Abbildung C.2: Steigungsverhalten der durchschnittlichen Bewegungsvariabilität im Versuchsteil R2-Wand. Dargestellt durch eine Polynomfunktion 1. Ordnung...... 218

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Überblick über die verwendeten Parameter 74

Tabelle 2: Vergleich zwischen dem Beginn der Aufgabe und dem Ende in den Parametern des LDLJs und der BV 85

Tabelle 3: Gruppenzuordnung anhand der wahrgenommenen Anstrengung und Ermüdung 88

Tabelle 4: Vergleich zwischen dem Beginn der Aufgabe und dem Ende in den Parametern des LDLJs und der BV 103

Tabelle 5: Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen mit deren Zusammensetzung und den Differenzierungen über LDLJ- und CV-basierte Parameter zu den anderen Gruppen 105

Tabelle 6: Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen für den Aufgabenteil LOM 135

Tabelle 7: Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen für den Aufgabenteil LMM 137

Tabelle 8: Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen für den Aufgabenteil Muster.. 140

Abkürzungsverzeichnis

ifab	Institut für Arbeitswissenschaft und Betriebsorganisation
IPEK	Institut für Produktentwicklung
KIT	Karlsruher Institut für Technologie
RPE	Rating of Perceived Exertion
EEG	Elektroenzephalographie
fNIRS	Funktionelle Nahinfrarotspektroskopie
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyografie
ZNS	Zentrale Nervensystem
VAR	Variationsmöglichkeiten
UCM	Unkontrollierte Mannigfaltigkeit
COM	Center of Mass
DLJ	Dimensionsloser Ruck
LDLJ	Logarithmischer dimensionlsloser Ruck
BV	Bewegungsvariabilität
BQ	Bewegungsqualität
IMU	Inertiale Messeinheit
HWS	Halswirbelsäule

BWS	Brustwirbelsäule
SG	Schultergelenke
EB	Ellenbogengelenke
HG	Handgelenke
CV	Varieationskoeffizient
MW	Mittelwert
SD	Standardabweichung
BV-ST	Steigung der Bewegungsvariabilität
BV-CV	Variationskoeffizient der Bewegungsvariabilität
LDLJ-MW	Mittelwert des LDLJs
LDLJ-ST	Steigung des LDLJs
LDLJ-CV	Variationskoeffizient des LDLJs
LDLJ-MW-AMP	Mittelwert der Peaks des LDLJs
LDLJ-ST-AMP	Steigung der Peaks des LDLJs
LDLJ-FREQ	Frequenz der Peaks des LDLJs
LDLJ-ST-ABST	Steigung der zeitlichen Abstände der Peaks des LDLJs
LOM	Lang ohne Metronom
LMM	Lang mit Metronom
VP	Versuchsperson/Proband

Statistische Formelzeichen

a	Signifikanzniveau
t	t-Wert der t-Verteilung
df	Freiheitsgrade
χ^2	Chi-Quadrat Wert
p	Asymptotische Signifikanz
R^2	Bestimmtheitsmaß
r	Maß für die Effektstärke (Korrelationskoeffizient)
F	F-Wert der F-Verteilung
Z	Z-Wert der Z-Verteilung
k	Anzahl
N	Anzahl der Probanden
σ	Standardabweichung
μ	Mittelwert
H	Prüfgröße für den Kruskal-Wallis-Test
W	Prüfgröße für den Wilcoxon Test

1 Einleitung

Eine Fähigkeit des menschlichen motorischen Systems ist es, in verschiedenen Umgebungen und unter verschiedenen Bedingungen nahezu mühelos zu funktionieren (Schwartz, 2016). Dahinter stehen Verhaltensanpassungen, die durch komplexe Prozesse der Bewegungsgenerierung, Kontrolle und Ausführung hervorgerufen werden. Jede Verhaltensanpassung ist eine Strategie, die bewusst oder auch unbewusst Gefühlslagen, biomechanische oder muskuläre Veränderungen, Schmerzen oder andere Zustände des Menschen ausgleicht (Campos & Calado, 2009). Obwohl es diesen überaus hohen Anpassungsgrad im menschlichen System gibt, bestehen jedoch auch Grenzen. Das Erreichen dieser Grenzen kann durch eine erhöhte Anstrengung verzögert, aber nicht überwunden werden. Die Wahrnehmung der Anstrengung ist dabei eine wichtige Regulierungsgröße, um den Körper vor Schäden zu schützen (Preston & Wegner, 2009). Im Zusammenhang der Arbeitswissenschaft sind die Einschätzungen von körperlichen Belastungsgrenzen wichtige Voraussetzungen bei der ergonomischen Gestaltung und Bewertung von Arbeitssystemen. Mehrere Untersuchungen deuten darauf hin, dass eine hohe wahrgenommene Anstrengung ein frühes Anzeichen für muskuloskelettale Symptome sein kann (Lindegård, Gustafsson & Hansson, 2012; Lindegård, Wahlström et al., 2012; Wahlström, 2005). Das Ziel dieser Ausarbeitung stellt einen Beitrag zur Identifizierung der Anstrengung im Bewegungsverhalten. Wie eingehens beschrieben, erzeugt das zentrale Nervensystem eine Vielzahl an Kombinationen von Aktivierungen verschiedener Gelenkbewegungen und Muskeln. Innerhalb dieses Zusammenspiels treten Bewegungsmuster auf, die wesentliche Merkmale der menschlichen Bewegung sind (Gaudez, Gilles & Savin, 2016). Einige dieser Bewegungsmuster werden als Optimierungsmodelle und Variabilität der Bewegungsausführung in der Literatur beschrieben. Untersuchungen in diesem Zusammenhang zeigen auf, dass sich bei Belastungserscheinungen, wie erhöhter Anstrengung, Ermüdung oder Schmerzen, innerhalb diese Bewegungsmuster weitere Muster identifizieren lassen (Bergin, Tucker, Vicenzino, van den Hoorn & Hodges, 2014; Fuller, Lomond, Fung & Côté, 2009; Fuller,

Fung & Côté, 2011; Madeleine & Madsen, 2009). Eines der bekanntesten Optimierungsmodelle ist der Ruck, die zeitliche Ableitung der Beschleunigung. Dieser Parameter dient hierbei als empirisches Maß für die Qualität der Bewegung. Im Grunde gibt er darüber Informationen, wie gleichmäßig bzw. geschmeidig (engl. smooth) eine Bewegung ausgeführt wird. Theoretische Ansätze und neuere Untersuchungen (Zhang, Diraneyya, Ryu, Haas & Abdel-Rahman, 2019) lassen den Rückschluss zu, dass sich im speziellen der Ruck zur Identifikation von Anstrengungserscheinungen eignet. Die vorliegende Ausarbeitung setzt u. a. an diesen Forschungsergebnissen an und untersucht, ob die Qualität einer Bewegung zur Identifikation einer erhöht wahrgenommenen Anstrengung herangezogen werden kann. Eine Quantifizierung des Bewegungsverhaltens kann so dazu beitragen, dass ein Tätigkeitsprofil detaillierter untersucht werden kann, um negativen Belastungsfolgen bei Arbeitstätigkeiten entgegen zu wirken.

Abbildung 1.1 stellt den Aufbau der Ausarbeitung dar. Um die Zielstellung zu erreichen, erfolgt in Kapitel 2 eine theoretische Betrachtung der Anstrengung. Zunächst wird die wahrgenommene Anstrengung in Kontext der Aufgabenbeanspruchung eingeordnet. Die Aufgabenbeanspruchung ist in der Arbeitswissenschaft ein häufig verwendetes Konstrukt, um eine Arbeitsaufgabe einzuschätzen und zu bewerten. Hierzu steht vor allem die Entwicklung des Fragebogen NASA-TLX von Hart und Staveland (1988) im Fokus. Die Autoren beschreiben darin, dass die Anstrengung eine Wahrnehmungsquelle ist, die für die Aufgabenbeanspruchung wichtig ist. Im Folgenden wird dargestellt, aus welchen Bereichen des Körpers oder physischen Gegebenheiten die Bewertung bzw. die Wahrnehmung der Anstrengung resultiert. Des Weiteren wird aufgezeigt, dass wiederum die wahrgenommene Anstrengung mit der Ermüdung in enger Wechselwirkung steht (Grech, Neal, Yeo, Humphreys & Smith, 2009) und dass die Ermüdung als Ursache für ein Anstrengungsgefühl gesehen werden kann (Cruz-Montecinos et al., 2019; Phillips, 2015). Daran anschließend erfolgt eine Übersicht über bisherige Methoden zur Erfassung der Anstrengung und einer Zusammenfassung des Kapitels. In Kapitel 3 wird der Rahmen für das motorische Verhalten dargestellt. Hierzu wird im ersten Schritt das wesentliche Merkmal der Bewegungsausführung, die Bewegungsvariabi-

lität, beschrieben (Bates, 1996). Diese gibt die Variabilität der Bewegungsausführung wieder, die zur Erfüllung eines Aufgabenziels genutzt wird. Innerhalb dieser Variabilität können Muster identifiziert werden. Zu diesen Mustern gehören zum Beispiel Optimierungsmodelle (Birklbauer, 2006, S. 102). Das in dieser Ausarbeitung im Fokus stehende Model ist die Minimierung des Rucks (Flash & Hogan, 1985; Hogan, 1984). Es beschreibt die Bewegungsqualität und gibt somit die Güte der Bewegungskoordination an, wie in zahlreichen Untersuchungen im Zusammenhang mit dem motorischen Lernen (Caplan & Gardner, 2009; Sakata et al., 2010; Yan, Hinrichs, Payne & Thomas, 2000) nachgewiesen wurde. Im Kontext des zweiten Newtonsche Gesetz, welches besagt, dass die Beschleunigung sich proportional zur Kraft verhält, bestehen neuere Ansätze, die die Anstrengung mit der Bewegungsqualität beschreiben (Choi, Joo, Oh & Mun, 2014; Fukaya, Mutsuzaki, Nakano & Mori, 2018). An diesem Ansatz setzt diese Ausarbeitung an. In Kapitel 4 wird eine Übersicht über das Forschungsvorhaben dargestellt, welches in Kapitel 5, 6 und 7 ausführlich beschrieben und diskutiert wird. In Experiment I (Kapitel 5) wird eine Sensitivitätsmatrix des motorischen Verhaltens bei repetitiven Tätigkeiten am Beispiel einer Punkt-zu-Punkt Bewegung entwickelt und analysiert. Innerhalb dieser Matrix werden Parameter der Bewegungsqualität und Bewegungsvariabilität identifiziert, die sich unter der Wahrnehmung von Anstrengung und Ermüdung verändern. Experiment II (Kapitel 6) baut auf den Erkenntnissen aus dem ersten Experiment auf. Anhand eines Strategie-Erfassungs-Protokoll, welches ein Muster innerhalb der Ausprägungen der Parameter der Bewegungsqualität und Bewegungsvariabilität abbildet, wird der Zeitpunkt abgeschätzt, wann eine erhöhte Anstrengung auftritt. Dieses Verfahren wird anhand einer computergestützten Punkt-zu-Punkt Bewegung entwickelt und auf weitere unterschiedliche Bewegungen übertragen und validiert. Das Experiment III (Kapitel 7) stellt eine Übertragung des Verfahrens auf eine anwendungsnahe Tätigkeit dar. Diese Übertragung wurde in eine laufende Untersuchung des IPEK-Power-Tool-Test-Center eingebettet. Das gesamte Vorgehen sowie die Ergebnisse werden abschließend in Kapitel 8 diskutiert, um Implikationen für die Anwendung darzustellen und weitere Folgerungen abzuleiten.

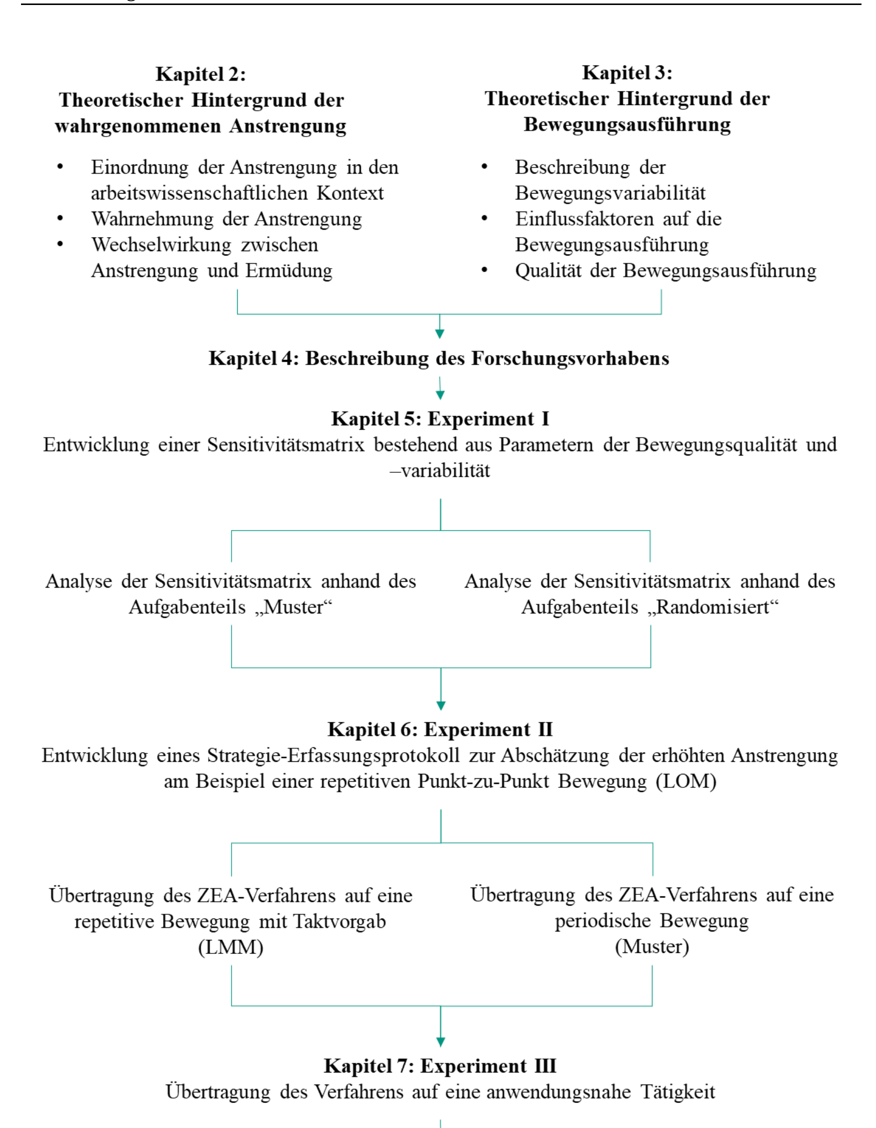


Abbildung 1.1: Schematischer Aufbau des Forschungsvorhabens

2 Theoretischer Hintergrund der Anstrengung

Das Gefühl der Anstrengung ist ein Merkmal des täglichen Lebens und bezieht sich auf die subjektive Intensivierung einer kognitiven oder körperlichen Aktivität zum Erreichen eines bestimmten Zieles (Abbiss, Peiffer, Meeusen & Skorski, 2015; Eisenberger, 1992; Inzlicht, Shenhav & Olivola, 2018). Dabei kann es sich um das Laufen bei einem Wettkampf, Rechnen einer Mathematikaufgabe oder die Durchführung einer Arbeitstätigkeit handeln. Die wahrgenommene Anstrengung ist somit ein Terminus, der in verschiedenen Disziplinen verwendet und untersucht wird. Das Ziel dieses Kapitels ist es, ein grundlegendes Verständnis für die Wahrnehmung der Anstrengung zu schaffen und aufzuzeigen, warum dieses Konstrukt wichtig für die Beurteilung von Arbeitsaufgaben ist. Zunächst wird die wahrgenommene Anstrengung in den Kontext der Arbeitswissenschaft eingeornet, um die Notwendigkeit der Beurteilung dieses Konstruktes aufzuzeigen. Im zweiten Teil dieses Kapitels wird erörtert, was Personen wahrnehmen, wenn sie die wahrgenommene Anstrengung bewerten und was die Wahrnehmungsquellen dieser Empfindung sind.

2.1 Einordnung des Begriffs der Anstrengung in den arbeitswissenschaftlichen Kontext

Wie einleitend beschrieben, sind im Kontext der Arbeitswissenschaft Einschätzungen und Beurteilungen von körperlichen als auch mentalen Belastungsgrenzen wichtige Voraussetzungen u. a. zur Beurteilung von Risiken an Arbeitsplätzen. Verschiedene Modelle, die überwiegend in den 1980er und 1990er Jahren entwickelt wurden, bilden Ursache-Wirkungsketten ab, die zum Verständnis von Arbeitssystemen und deren Auswirkungen auf den Menschen beitragen (Rohmert, 1984; Wickens, 1984; Winkel & Mathiassen, 1994). Gemeinsam haben diese Konzepte, dass alle Einflüsse aus der Arbeitsaufgabe und

der Arbeitsumgebung dabei als Belastungsgrößen bzw. Belastungsfaktoren berücksichtigt werden (Rohmert, 1983). Ebenfalls haben diese Modelle gemeinsam, dass diese Belastungsfaktoren in irgendeiner Art und Weise Auswirkungen auf den Menschen haben. Die, aus den einhergehenden Anforderungen der Aufgabe sowie den persönlichen Merkmalen des arbeitenden Menschen resultierende, wahrgenommene Auswirkung wird auch Beanspruchung genannt (Rohmert, 1983, S. 6–7). Die Beanspruchung kann aus arbeitsphysiologischer Sicht aus zwei arbeitenden System, energetische und informatorische Arbeit, des Menschen resultieren (Ulmer, 1983, S. 60-66). Diese Unterteilung basiert auf den gestellten Anforderungen an den Menschen. Die entscheidende Frage ist dabei, welche Prozesse und Strukturen im Menschen bei der Aufgabe gefordert werden und somit bei der Gestaltung des Arbeitssystems berücksichtigt werden müssen. Unter der energetischen Arbeit, auch körperliche Arbeit genannt, werden die körperlichen Systeme bzw. Prozesse verstanden, die für das Erzeugen von Kräften benötigt werden und einen geringeren Anteil an informatorischer Arbeit aufweisen. Demgemäß stehen in diesem Zusammenhang vorwiegend Kraftausübung, Muskelaktivität, Gelenkdrehmomente oder Herzaktivitäten in der Betrachtung (Karwowski, Siemionow & Gielo-Perczak, 2003). Die Fragestellungen der körperlichen Arbeitsbelastung, die hieraus resultieren, beziehen sich auf anthropometrische, physiologische und biomechanische Fähigkeiten. Eine Tätigkeit, die eher auf informatorischer Arbeit beruht, besteht aus einen geringeren Anteil an den zuvor definierten körperlichen Systemen. Die informatorische Arbeit bezieht sich auf alle Vorgänge zwischen der Informationsaufnahme (zum Beispiel einem Signal oder Reiz, Gesichter erkennen etc.) über die menschlichen Sinnessysteme bis zur Reaktion des Menschen. Dementsprechend sind nicht nur die Vorgänge bei kognitiver Aktivität gemeint, sondern auch die Prozesse, die bei jeder körperlichen Tätigkeit auftreten (Luczak, 1993, S. 126). Diese beiden arbeitenden menschlichen Systeme können nicht völlig getrennt voneinander betrachtet werden. Denn selbst wenn die Hauptaufgabe eher informatorischer Arbeit entspricht, wird jede Arbeitsaufgabe durch motorische Aktionen beeinflusst. Jede Aufgabe, ob informatorischer oder körperlicher Art, erfordert Muskelaktivität. Darüber hinaus umfassen viele Arbeitsaufgaben eine große Menge differenzierter motorischer Aktionen. Dazu gehören grobe motorische Aktivitäten wie Gehen oder Anhe-

ben oder feine motorische Aktivitäten wie Fingergeschicklichkeit oder ein einfaches Greifen (Harriott, Zhang & Adams, 2013). Allerdings verursacht nicht nur die Bewegung aus den oberen oder unteren Extremitäten Veränderungen in den Aktivitäten der Muskulatur, sondern auch die visuelle Leistung (Kapoula, Lang, Vernet & Locher, 2015) und Denkaufgaben (Mehta & Agnew, 2011). Beide arbeitenden Systeme sind somit häufig an einer Aufgabenstellung beteiligt. Zudem existieren signifikante Wechselwirkungen, selbst wenn eines der arbeitenden Systeme scheinbar nur minimal an der Aufgabe beteiligt ist (Block, Hancock & Zakay, 2016; Dietrich & Audiffren, 2011; McKendrick, Mehta, Ayaz, Scheldrup & Parasuraman, 2017; Mehta & Agnew, 2011; Mehta & Agnew, 2012; Srinivasan et al., 2016).

2.1.1 Auswirkung und Einflussfaktoren einer Arbeitsaufgabe

Unabhängig davon, ob es sich um körperliche oder kognitive Aktivität handelt, beginnt in beiden Fällen sich der menschliche Körper bei der Aufnahme einer Arbeitstätigkeit zunächst auf die Situation einzustellen. Der Körper reagiert zum Beispiel mit einer erhöhten Bereitstellung von Sauerstoff durch eine erhöhte Herz- und Atemaktivität (Fredericks, Choi, Hart, Butt & Mital, 2005). Diese Reaktionen sind normale physiologische Reaktionen auf eine Veränderung (Ulmer, 1983, S. 60–66; Winkel & Mathiassen, 1994). Bei einer körperlichen Betätigung werden über kognitive Prozesse des motorischen Systems Muskeln rekrutiert, die koordiniert eine Handlung ausführen sollen. Zusätzlich finden verschiedene biochemische Reaktionen statt, die für die Signalübertragung zwischen Zellen oder metabolische Prozesse verantwortlich sind. Aber auch im informatorischen System finden energiezuführende Prozesse statt. Aus diesem Grund liefern zum Beispiel Parameter des kardiovaskulären Systems Aussagen sowohl über eine körperliche als auch informatorische Arbeitsaufnahme und sind dadurch für einige Autoren ein genereller Indikator für Aktivität und kein spezifischer für eine der beiden arbeitenden Systeme (Hillman, Snook & Jerome, 2003; Myrtek, Fichtler, Strittmatter & Brügner, 1999; Nickel & Nachreiner, 2003; Paxion, Galy & Berthelon, 2014; Tonello et al., 2014; Williams, Booton, Watson, Rowland & Altini, 2017). Zudem bestehen weitere

Einschränkungen insofern, dass nicht jeder Mensch mit der gleichen physiologischen und biochemischen Reaktion bzw. mit den gleichen Ausprägungen reagiert (Grassmann, Vlemincx, Leupoldt & van den Bergh, 2017). Rohmert beschrieb dazu bereits 1983 in seinem erweiterten Belastungs-Beanspruchungskonzept (S. 9), dass „ […] sich objektiv gleiche Belastungen individuell unterschiedlich auswirken. Dabei ist an individuelle Unterschieden zwischen verschiedenen Personen genauso zu denken (interindividuelle Unterschiede) wie an sich zeitabhängig ändernde individuelle Voraussetzungen innerhalb ein und derselben Person (intraindividuelle Unterschiede)“. Auch wenn das Modell von Rohmert (1983) schon vor einigen Jahrzehnten veröffentlicht wurde, trifft es dennoch den Kern der Komplexität der Auswirkung auf den Menschen, der heute noch vielseitig diskutiert wird. Dieses zeigt sich in den vielfachen Publikationen über verschiedene Methoden die Beanspruchung zu quantifizieren (zum Beispiel: Mehta & Parasuraman, 2013; Paxion et al., 2014 und Haile, Gallagher & J. Robertson, 2015) oder die komplexen Wechselwirkungen des informationsverarbeitenden und körperlich arbeitenden Systemen zu beschreiben (DiDomenico & Nussbaum, 2008, 2011; Finsen, Søgaard & Christensen, 2001; Lambourne & Tomporowski, 2010; Laursen, Jensen, Garde & Jørgensen, 2002; Lundberg et al., 2002; Mehta & Agnew, 2011). Zwar kann eine Anforderung an das menschliche System im Groben zugeteilt werden, die Auswirkungen im Menschen sind jedoch vielfältig.

Zudem werden fortlaufend Diskussionen veröffentlicht in denen Begriffe wie Anstrengung, Stress, Anforderung, Müdigkeit und viele andere Ausprägungen mit der Beanspruchung in Zusammenhang gebracht oder abgegrenzt werden (Hancock, 2017; Wickens, 2017). Neben diesen Begriffen steht die Aufmerksamkeit und das Situationsbewusstsein, die ebenso Zustände beschreiben, die für die Beantwortung von Beanspruchungsfragen eine Rolle spielen sollen (Hancock, 2017). Wickens (2017) beschreibt dazu, dass die Schwierigkeit dieser Ermittlung im Wesentlichen daran liegt, dass die Person die Beanspruchung selbst beeinflussen kann. Dieses geschieht indem sich die Person entscheiden muss, wieviel Aufwand sie in die Aktivität stecken möchte (siehe Kapitel 2.2). Dieser Aufwand wird, nach Kahneman (2012, S. 44-51), vom Menschen versucht, gering zu halten. Anstrengungen lösen Aversionen hervor,

die vermieden werden möchten. Wenn Menschen oder Tiere die Wahl zwischen zwei oder mehreren ähnlich lohnenden Optionen haben, lernen sie, diejenigen zu vermeiden, die mit mehr Anstrengung verbunden sind (Hull, 1943; Inzlicht et al., 2018; Körding, Fukunaga, Howard, Ingram & Wolpert, 2004; Shadmehr, Huang & Ahmed, 2016). Diskutiert wird somit in diesem Zusammenhang, ob die Beanspruchung durch einen individuellen Aufwand beeinflusst wird, der geleistet werden will, um die Aufgabe zu erfüllen (Lean & Shan, 2012; Preston & Wegner, 2009, S. 570). Aus diesem Grund verwendet Wickens (2017, 18) für den Begriff der Beanspruchung den Begriff Anstrengung als Synonym und setzt demnach beide Konstrukte gleich. Diese Gleichsetzung wird nicht einheitlich in der Literatur gesehen. Der überwiegende Konsens ist, dass die Anstrengung den Grad der Aufwandserhaltung repräsentiert. Das heißt, der Aufwand ist die wahrgenommene Anstrengung, die für die Erledigung einer Aufgabe aufgebracht werden muss (Cain, 2007; (Hart & Staveland, 1988; Swart, Lindsay, Lambert, Brown & Noakes, 2012).

2.1.2 Anstrengung als Wahrnehmungsquelle der Aufgabenbeanspruchung

Für die Einschätzung einer Aufgabenbeanspruchung wurde 1988 von Hart und Staveland ein Instrument entwickelt, welches heute noch in zahlreichen Publikationen angewendet als auch validiert wird (Hancock, 2017; Hart, 2016; Paxion et al., 2014; Tubbs-Cooley, Mara, Carle & Gurses, 2018; Wickens, 2017). Das Ziel von Hart und Staveland (1988) war es, einen Fragebogen zur Beanspruchungsermittlung, den „NASA Task Load Index (NASA-TLX)“, zu entwickeln. Unter der Berücksichtigung, dass es sich bei der Beanspruchung um ein mehrdimensionales Konstrukt handelt, welches unterschiedliche Bezugs- bzw. Wahrnehmungsquellen hat, entwickelten sie diesen über mehrere Jahre und mehrere Untersuchungen zur Wahrnehmung der Aufgabenbeanspruchung. Im Folgenden wird der Entwicklungsprozess kurz skizziert, um die verschiedenen Einflussfaktoren der Aufgabenbeanspruchung und die Einordnung der Anstrengung, die von den Autoren herausgearbeitet wurden, vorzustellen. Das Ziel war es, einen Fragebogen zu entwickeln, der diagnostisch auf die wahrgenommenen Quellen der Aufgabenbeanspruchung, aber unempfindlich

gegenüber individuellen Unterschieden ist. Der erste Schritt zur Entwicklung des NASA-TLX bestand zunächst darin, dass die Probanden 19 Faktoren zur Beschreibung der wahrgenommenen Aufgabenbeanspruchung bewerten sollten. In weiteren Untersuchungen wurden Faktoren identifiziert, die eng mit der Aufgabenbeanspruchung zusammenhingen und andere, die nur bei manchen Experimentalbedingungen damit verknüpft wurden. Insgesamt wurden acht Faktoren ausgewählt, die die wahrgenommene Aufgabenbeanspruchung abbildeten: Gesamtarbeitslast, Aufgabenschwierigkeit, körperliche Anstrengung, mentale Anstrengung, Frustration, Stress, Müdigkeit und Aktivitätsart (hier ist die repräsentierte Verhaltensebene gemeint: kompetenzbasiert, regelbasiert und wissensbasiert). In weiteren 16 Untersuchungen wurden diese einzelnen Faktoren manipuliert und abgefragt, um die Bedeutung für die Beurteilung auszudifferenzieren. Die Ergebnisse der einzelnen Analysen zu den Faktoren zeigten Folgendes: Die Aufgabenschwierigkeit liefert Informationen über die Wahrnehmung der Anforderung, die eine Aufgabe an die Person stellt. Dieser Faktor wurde im Fragebogen in zwei Subskalen, körperliche und mentale Anforderung, unterteilt, um die spezifischen Quellen der Anforderung zu identifizieren (s. a. Kapitel 2.1). Zeitdruck wurde als primärer Faktor identifiziert, der zur Beanspruchung beiträgt. Dieser Faktor korrelierte am höchsten mit körperlicher Anstrengung, mentaler Anstrengung, Frustration und Stress. Dieses deutet darauf hin, dass sich dieser Faktor aus personenbezogenen als auch aus aufgabenbezogenen Variablen ergeben kann. Grundsätzlich liefern die Faktoren Aufgabenschwierigkeit und Zeitdruck die wichtigsten Informationen zur wahrgenommenen Arbeitsbelastung. Insgesamt wurden somit drei Faktoren für die Aufgabenanforderung herausgearbeitet: Körperliche Anforderung, mentale Anforderung und zeitliche Anforderung. Die Frage nach dem Aktivitäts-Typ beinhaltet, ob es sich bei der Aufgabe um eine Reaktion auf eine gut gelernte Routine handelt oder ob die Aufgabe Problemlösungen und Entscheidungen erfordert. Diese trug statistisch nicht zur Aufklärung der Beanspruchungswahrnehmung bei und wurde aus diesem Grund ausgeschlossen. Die drei oben genannten Faktoren - körperliche, mentale und zeitliche Anforderung - stellten statistisch die häufigsten Möglichkeiten da, wie die Beanspruchungsunterschiede über eine Vielzahl von unterschiedlichen Aufgaben abgebildet werden konnten. Sie stellen allerdings weder den Aufwand zur Erfüllung der Aufgabe noch den Erfolg der Aufgabenausführung dar. Dieses wurde

durch die Faktoren Anstrengung und eigene Leistung abgebildet. Frustration war ein hoher Faktor zur Beschreibung des Aufwandes und gibt Informationen über die Effektivität der Anstrengung im Verhältnis zur gestellten Aufgabe. Der Faktor Stress unterschied sich nicht innerhalb der verschiedenen Arten von Aufgaben. Aus diesem Grund trug er wenig zur Auflösung bei der Berechnung der Aufgabenbeanspruchung bei. Die Frage nach der Müdigkeit war relativ unabhängig von der Beanspruchung. Die Begründung liegt möglicherweise, so die Autoren, darin, dass diese wenig in den Experimenten zur Berechnung der Beanspruchung manipuliert wurde. Auch schien es so, dass die Probanden Ermüdung als ein eigenständiges Konstrukt wahrnahmen.

Die Faktoren körperliche und mentale Anstrengung sind somit wichtige Indikatoren für die Information der Aufwandsbeschreibung, allerdings entschieden die Autoren, dass ein Item für beide Anstrengungstypen ausreichend ist, um diesen zu beschreiben. Die Quelle der Anstrengung wird aufgrund der beiden Anforderungsitems, körperlich und mental, bereitgestellt. Die Beurteilung der eigenen Leistungsfähigkeit gibt Informationen über die Qualität der eigenen Leistung und über die Art der Anstrengung. Der Faktor Frustration konzentriert sich auf die psychologische Auswirkung der Probanden. Als Ergebnis entstand ein Fragebogen mit sechs Items: körperliche, mentale und zeitliche Anforderungen, Anstrengung, Frustration sowie die eigene Leistung. Der Faktor Anstrengung ist ein zentrales Element, welches den Leistungsgrad in Relation zu der Anforderung beschreibt. In der subjektiven Beurteilung ist eine erhöhte Anstrengung somit ein Indikator für ein erhöhtes Beanspruchungsempfinden.

2.2 Die wahrgenommene Anstrengung

Wie im Kapitel 2.1.2 beschrieben, stellt die Anstrengung den Grad der Leistung dar, der benötigt wird, um die Aufgabenanforderungen zu erfüllen (Hart & Staveland, 1988). Demnach stellt sich die Frage, welche Informationsquellen dieses „Wissen“ bereitstellen bzw. welche Empfindungen vom Individuum reflektiert werden. Bei der Beantwortung dieser Frage ergibt sich ein ähnlich komplexes Bild, wie bei den Einflussfaktoren der Aufgabenbeanspruchung.

Verschiedene Disziplinen, wie Psychologie oder Neurowissenschaft, sind an den Ursachen und Wirkketten der wahrgenommenen Anstrengung interessiert (Eston, 2012). Es besteht allerdings kein Konsens in der Forschung über die verantwortlichen Konstrukte oder Prozesse der Empfindung (Smirmaul, 2012; Swart et al., 2012; Taylor & Gandevia, 2008). Im nachfolgenden Kapitel werden nicht alle Theorien der wahrgenommenen Anstrengung berücksichtigt, sondern nur jene Aspekte, die bei einer körperlichen Tätigkeit relevant sind, da im Weiteren dieser Ausarbeitung repetitive motorische Bewegungsmuster untersucht werden.

2.2.1 Wahrnehmungsquellen der Anstrengung

Bei der Anstrengung, die aus körperlichen Tätigkeiten resultiert, wird im Speziellen diskutiert, ob sich die Beurteilung auf ein afferentes[1] sensorisches Feedback bezieht oder ob es sich um eine zentral abgeleitete Wahrnehmung handelt. Bei einem Feedback aus der Peripherie wird die Anstrengung als der Grad von Schwere und Belastung, der bei körperlicher Betätigung/Arbeit erlebt wird, definiert. Eine zentrale Ableitung der Anstrengung hingegen beschreibt die Menge der mentalen und physischen Energie, die einer Aufgabe gegeben wird (Abbiss et al., 2015; Marcora, 2010). Im Gegensatz dazu stehen andere Wahrnehmungsinformationen, wie Temperatur- und Schmerzempfindungen, die zu einem Anstrengungsgefühl beitragen können. Hierbei besteht Einigkeit darüber, dass es sich um ein afferentes sensorisches Feedback handelt (Smirmaul, 2012).

Swart et al. (2012) untermauern mit ihrer Untersuchung, dass sich die physische Anstrengung, jene die als Rückkopplung durch die Aufgabe auftritt, von der zentralen Anstrengung unterscheidet. Unter Verwendung verschiedener entwickelter Fragebögen fanden sie heraus, dass erstgenannte Empfindungen als lineare Funktionen zur Aufgabendauer steigen können. Die zentral abgeleitete Anstrengung quantifiziert die Anstrengung, die die physische Anstrengung aufrecht hält. Wenn sich diese Art der Anstrengung ungewöhnlich stark

[1] Vom Rezeptor zum Gehirn geleitetes Signal, im Gegensatz zum efferenten, vom Gehirn in die Peripherie geleitetes Signal z. B. in Gegenfurtner und Goldstein (2015, S. 401).

verändert, wird eine Veränderung im Verhalten bewirkt (Abbiss et al., 2015; Noakes, 2012; Swart et al., 2012). Demnach kann die bewusste Entscheidung, die aktuelle Arbeitsbelastung zu erhalten, zu erhöhen, zu verringern oder die Betätigung zu beenden, das Ergebnis einer Wechselwirkung zwischen Motivation, Affekt und einer Empfindung sein, die als Gefühl der Anstrengung wahrgenommen wird (Swart et al., 2012). Die Wahrnehmung der Anstrengung könnte somit aus vielschichtigen und komplexen afferenten sensorischen Rückmeldungen im Gehirn resultieren. Einschließlich derer, die auch der Propriozeption, Schmerz und thermischen Wahrnehmungen zugrunde liegen. Dieses wird durch signifikanten Korrelationen zwischen der wahrgenommenen Anstrengung und mehreren Indikatoren der physiologischen Belastung, die während der Anstrengung gemessen werden unterstützt (Marcora, 2010). Dementsprechend könnte jede physiologische Variable, die sich proportional oder antiproportional zu der Dauer einer Arbeitsaufgabe verhält, mit der Wahrnehmung der Anstrengung korrelieren, da die wahrgenommenen Anstrengung aus der Peripherie mit zunehmender Dauer der Aufgabe steigt (Abbiss et al., 2015; Marcora, 2010). Marcora (2009) fand allerdings in seiner Untersuchung über die Herzaktivität und die empfundene Anstrengung heraus, dass die Wahrnehmung der Anstrengung gleichblieb, obwohl die Herzaktivität medikamentös reduziert wurde. Es zeigt sich so, dass afferente Informationen der Herzaktivität nicht allein ausschlaggebend für die Anstrengungsempfindung sind (s. a. Myers et al., 1987). Auch andere Studienergebnisse zeigen, dass es keine Anzeichen einer erhöhten körperlichen Leistung durch eine erhöhte kardiorespiratorische oder muskuläre Aktivierung gab, aber dennoch eine erhöhte Anstrengungswahrnehmung erfolgt (Marcora, Staiano & Manning, 2009; Marcora, 2009, 2010). Dieses würde für die Theorie sprechen, dass die Wahrnehmung der Anstrengung aus einer zentral abgleitenden Größe resultiert. Zugrunde liegt hier die Annahme, dass bewegungssteuernde Areale im Gehirn eine Efferenzkopie[2] an die sensorischen Bereiche des Gehirns sendet (Abbiss et al., 2015; Marcora, 2010). Nach dieser Theorie wird angenommen, dass der

[2] In einigen Theorien zur motorischen Steuerung wird eine Kopie des motorischen Befehls an sensorische Bereiche des Gehirns gesendet, damit ein Ist-Soll- Abgleich zwischen dem Befehl der gesendet wurde und der Rückmeldung aus der Peripherie vorgenommen werden kann z.B. in Schmidt und Lee (2011, S. 171).

Zusammenhang zwischen der Wahrnehmung der Anstrengung mit der "Größe" des motorischen Befehls zusammenhängt (deMorree, Klein & Marcora, 2012). Demensprechendend wäre die Wahrnehmung der Anstrengung weniger eine Rückmeldung aus der Peripherie, sondern eher der Bewegungsbefehl, der in die Peripherie gesendet wird.

Aus diesen theoretischen Ansätzen geht hervor, dass die Wahrnehmung aus weitaus komplexeren Beziehungen zwischen der Wahrnehmung im Gehirn und anderen physiologischen Systemen bestehen muss (Abbiss et al., 2015). Dieses zeigt sich zudem in verschiedenen Modellen (Edwards & Polman, 2013; Noakes, Peltonen & Rusko, 2001; Noakes, 2012; Pageaux, 2014; St Clair Gibson et al., 2006), in denen afferentes sensorisches Feedback von verschiedenen physiologischen Systemen vom Thalamus[3] empfangen und im Gehirn reguliert wird. Ebenso sind weitere Faktoren wie die Kenntnis über die verbleibende Aufgabenzeit, Motivation und Emotionen für ein Anstrengungsgefühl verantwortlich (Abbiss et al., 2015). Im folgenden Abschnitt werden die einzelnen möglichen Faktoren anhand des Modells „der zentralen Generierung" (Abbiss et al., 2015) betrachtet.

2.2.2 Modell der Anstrengungswahrnehmung

Bei der Theorie der zentralen Generierung wird die wahrgenommene Anstrengung als subjektive Intensitätsaufwendung beschrieben (Robertson & Noble, 1997). Es wird davon ausgegangen, dass für die Wahrnehmung sogenannte Belastungsmediatoren verantwortlich sind. Darunter werden verschiedene Prozesse verstanden, die ein Individuum während einer körperlichen Aktivität sowohl bewusst als auch unbewusst überwacht. Dazu gehören physiologische, psychosoziale, leistungsbezogene und symptomatische Prozesse (Eston, 2012). Die Prozesse können wiederum in kleinere Prozesseinheiten unterteilt werden. Der Zweck dieser Unterteilungen besteht darin, zu verstehen, wie die Anstrengung vom Individuum wahrgenommen wird (Haile et al., 2015, S. 11–

[3] Der Thalamus ist eine große Ansammlung von Kernen und eine übergeordnete Schaltstation für die wichtigsten sensorischen Systeme, die zur Großhirnrinde ziehen z.B. in Thompson und Behncke-Braunbeck (2015, S. 17).

13). Abbildung 2.1 zeigt das modifizierte Erklärungsmodell (Haile et al., 2015, S. 11–13) von Robertson und Noble (1997). Die Darstellung beschreibt die physiologischen Mediatoren der Anstrengung (Abbildung 2.1 unten) in Relation zu dem gesamten Wahrnehmungs-Handlungs-Ablauf (Abbildung 2.1 oben). Die physiologischen Mediatoren können in atemweg-metabolische, periphere und unspezifische Kategorien unterteilt werden (Abbildung 2.1, Kasten 1) Damit sind jene Prozesse gemeint, die den Stoffwechselbedarf, wie Sauerstoffaufnahme, metabolische Azidose, Muskelblutfluss oder Erhöhung der Kerntemperatur, efferent steuern. Diese Mediatoren sollen eine primäre Rolle bei der Wahrnehmung der Anstrengung spielen, da sie bei ansteigender Intensität der körperlichen Betätigung über Efferenzen, die erhöhten Rekrutierungseinheiten der Muskulatur überwachen (deMorree et al., 2012; Marcora & Staiano, 2010; Taylor & Gandevia, 2008). Dieses zeigt sich vor allem in Untersuchungen, in denen die Aktivität der motorischen Bereiche des Gehirns und der Muskelamplitude mit der Anstrengungswahrnehmung korrelieren (deMorree et al., 2012). Die psychosozialen Mediatoren beschreiben die interindividuellen Wahrnehmungen einer Belastung. Diese stehen u. a. im Zusammenhang mit Emotionen, Stimmungszuständen, Persönlichkeitstypen, Schmerztoleranzen und dem Geschlecht (Abbildung 2.1, Kasten 2). Die leistungsbezogenen Mediatoren beschreiben externe Informationen über den Zustand der Aufgabe (Abbildung 2.1, Kasten 3). Dazu gehört zum Beispiel Wissen darüber, ob die Aufgabe beinahe beendet ist oder eine bestimmte Stückzahl bereits erreicht ist (Haile et al., 2015, S. 13–14). Dieser Aspekt basiert auf dem Willen und der Motivation, die Aufgabe auszuführen. Die Kenntnis über den Verlauf und der Dauer der Aufgabe kann die Wahrnehmung ebenso stark beeinflussen (Marcora & Staiano, 2010; Swart et al., 2012). Zu den symptomatischen Prozessen gehören verschiedene Symptome, wie Müdigkeit, Schmerz, Krämpfe, Schweregefühl (Abbildung 2.1, Kasten 4). Diese zuletzt genannten Wahrnehmungszustände entstehen allerdings teilweise aus der peripheren Anforderungswahrnehmung. Sie scheinen aber dennoch eine Rolle dafür zu spielen, wie sehr sich eine Person anstrengen muss, um die vorherrschende Leistungsfähigkeit beizubehalten. Dieses spiegelt sich in Ergebnissen, in denen die Anstrengungswahrnehmung mit ermüdeten Muskelbereichen signifikant korreliert (Cruz-Montecinos et al., 2019).

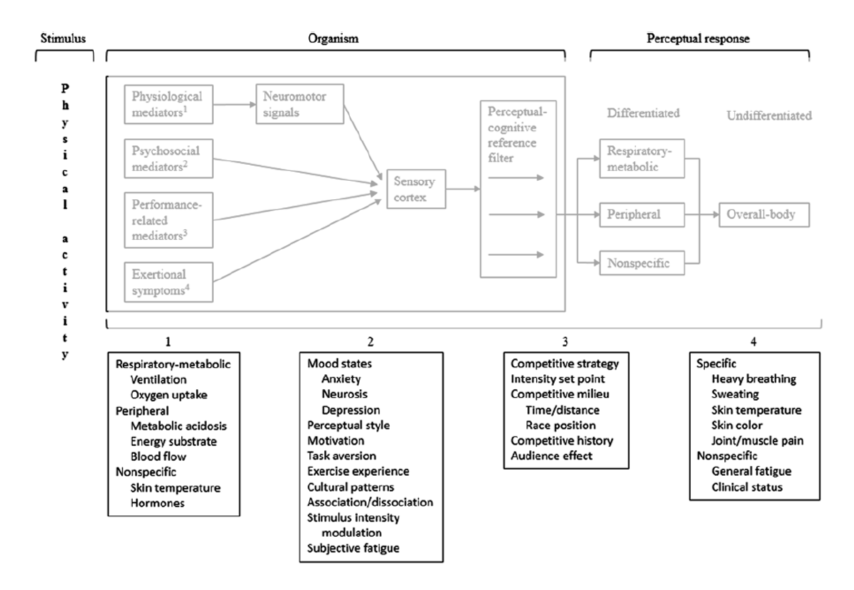


Abbildung 2.1: Modifiziertes Erklärungsmodell für die wahrgenommene Anstrengung (Haile et al., 2015, S. 12)

Die Schmerzwahrnehmung zeichnet sich nur bei der körperlichen Anstrengung ab, da es bei intensiver körperlicher Betätigung zu Schmerzen in der Muskulatur oder den Gelenken kommen kann. Schmerz ist in diesem Zusammenhang eine unangenehme sensorische emotionale Erfahrung, die mit tatsächlichem oder möglichem Gewebeschaden verbunden ist (Mastaglia, 2012). Diese Definition impliziert, dass die Schmerzerfahrung subjektiv ist und nicht zwangsweise einen tatsächlichen Gewebeschaden erfordert. Die Wahrnehmung erfolgt über spezifische Sinneszellen, die über afferente Nervenerregungen Informationen über Gewebeschäden bzw. das Potential dafür an den sensorischen Kortex[4] senden. Diese Meldung kann zum Beispiel über Nebenprodukte des Metabolismus entstehen, wenn die Muskelversorgung anaerob verläuft.

[4] Teil der Großhirnrinde, der zur zentralen Verarbeitung von haptischen Wahrnehmungen dient z.B. in Trepel (2006, S. 222 f.).

Aber auch eine erhöhte Menge an aktiver Muskulatur kann diese Stimulation erzeugen (z. B. Baildon & Ulmer, 1994). Die Reflektion zur Beantwortung der Frage nach der empfundenen Anstrengung bezieht sich somit auf einen inneren Zustand, der im und vom Individuum bewertet wird. Undefiniert bleibt, ob die Quellen gleichermaßen oder nur teilweise zur Bewertung herangezogen werden.

2.2.3 Was macht eine Bewegung anstrengend?

In der Motorik-Forschung stellt sich in diesem Zusammenhang die Frage, wie die Anstrengungswahrnehmung in die Entscheidung der Bewegungsausführung integriert wird. Für einige Autoren (Wolpert & Landy, 2012; Wong, Haith & Krakauer, 2015) ist genau dieses entscheidend, da sie die Bewegungskontrolle als einen Entscheidungsprozess ansehen. Bevor eine Handlung ausgeführt wird, werden demnach bestimmte Optionen abgewogen. Dabei hängt die optimale Wahl von einem Vorwissen, den sensorischen Informationen, dem unsicheren Ergebnis nach Auswahl der Option und den Aufwand sowie dem Nutzen von möglichen Ergebnissen ab (siehe auch Kapitel 2.2.1). In einer rein sensorischen Entscheidungsfindung werden diese Elemente als die Vorverteilung (Vorkenntnisse der Wahrscheinlichkeit verschiedener Zustände) der Wahrscheinlichkeitsfunktion und der Verlustfunktion betrachtet. Die Wahl einer Bewegungsausführung ist demnach von den Folgen der ausgeführten Bewegung abhängig (Wolpert & Landy, 2012). In anderen Worten bedeutet dieses, dass das Verhalten situativ auf das Aufgabenziel angepasst wird (van Vu, Isableu & Berret, 2016). Dieses wiederum spiegelt sich darin wider, dass Probanden in der Lage sind, sich mehr anzustrengen, wenn sich das Aufgabenziel lohnt oder ein zeitliches Ende in Sicht ist. Anstrengende Bewegungen werden somit nicht immer vermieden, sondern werden auch „in Kauf“ genommen, wenn ein Nutzen bzw. eine Belohnung im Fokus steht (Körding et al., 2004). Zugrunde liegt hier das Modell zur Minimierung der Energie (Alexander, 1997; Kistemaker, Wong & Gribble, 2010, 2014), welches auf der Annahme basiert, dass sich die Muskelenergie proportional zur Muskelkraft verhält (Birklbauer, 2006, S. 104). Shadmehr et al. (2016) zeigen, dass die Gehgeschwindigkeit bei Menschen und Tieren nahe dem energetischem Minimum

liegen. Bewegungen werden schneller, wenn Belohnungen bzw. ein höherer Nutzen in Aussicht stehen. Anders ausgedrückt heißt es, dass ein höherer Nutzen zu einer energetisch ineffizienten Bewegung führen kann. Die Anstrengung scheint mit einem internen Modell, welches energetische Kosten und die damit einhergehende Bewegungsausführung beinhaltet, verbunden zu sein. Dieses wäre eine Erklärung dafür, dass die Anstrengung mit der zeitlichen Dauer der Betätigung proportional ansteigen kann (siehe auch Cos, 2017).

Die meisten Untersuchungen, die im Zusammenhang von Bewegungsmodellen durchgeführt werden, beinhalten den objektiven Aufwand. Das heißt, es wird berechnet, welche Bewegungsbahn bestmöglich gewählt wird, um einen Zielpunkt zu erreichen. Aber oftmals ist unklar, ob die Entscheidung zwischen möglichen Bewegungen in Abhängigkeit der subjektiven Anstrengung steht. Wie im vorherigen Kapitel 2.2 beschrieben ist, besteht Einigkeit darüber, dass verschiedene Persönlichkeitsmerkmale, der Trainingszustand und vor allem die dahinterstehende Motivation mit der Empfindung der Anstrengung zusammenhängen (Noakes, 2012). Untersuchungen von Morel, Ulbrich und Gail (2017) geben einen Ansatz dazu, was Probanden an einer Bewegung als anstrengend empfinden. Sie untersuchten, wie Probanden die subjektive körperliche Anstrengung in einer Handlungsauswahl mit binären Entscheidungen bewerten. Ihre Aussagen stützen sich auf zwei Experimente mit einem Robotermanipulator. In beiden Untersuchungen führten die Probanden eine Zwei-Alternativen-Aufgabe durch. Die Probanden sollten zwischen zwei Bewegungsausführungen, die weniger anstrengende auswählen. Hierzu führten die Probanden zuerst beide Bewegungen aus, um sich dann für die weniger anstrengende zu entscheiden und diese erneut auszuführen. Beide Aufgaben bestanden aus Greifaufgaben, die gegen einen Widerstand gerichtet waren.

Im ersten Experiment wurden einzelne Bewegungen getestet, die sich in der Bewegungsausführung unterschieden. Das heißt, dass die Probanden zwischen Bewegungen wählen mussten, die sich in Dauer, Richtung und Kraft unterschieden. Im zweiten Experiment bestand die Referenzaktion aus zwei identischen Bewegungen und einer Testaktion, die die Bestimmung einer Skalierung der subjektiven Anstrengung und der Kraft erlaubt. Die Ergebnisse zeigen,

dass die Probanden unempfindlich gegenüber der Kraft waren, nicht aber gegenüber der Dauer und der Biomechanik (Richtung). Lang andauernde Bereiche wurden als anstrengender empfunden. Ebenso beeinflusste die Richtung das Anstrengungsempfinden. Bewegungen, die zum Körper hin bzw. nach innen ausgeführt wurden, wurden weniger anstrengend empfunden, als Bewegung, die nach außen gerichtet waren. Die Hauptaussage ist somit, dass die wahrgenommene Anstrengung nicht variiert, wenn die Dauer konstant blieb und sich nur die mechanische Arbeit erhöht. Im Gegensatz dazu werden Bewegungen mit Zunahme der Dauer als anstrengender empfunden. Dementsprechend kann als Ergebnis festgehalten werden, dass die Zeit die Wahrnehmung der Anstrengung erhöht. Dieses wiederum deutet darauf hin, dass die Anstrengung über die Zeit integriert wird (Cos, 2017; Morel et al., 2017). Dieses deckt sich mit früheren Erkenntnissen, dass bei der Frage nach der Anstrengung, die Bewertung aus einem mittleren Empfinden der Anforderung entstehen (Yeh & Wickens, 1988) und dass biomechanische Faktoren einen Einfluss auf die Entscheidung von Bewegungsausführungen haben (Cos, Bélanger & Cisek, 2011; Cos, 2017; Shadmehr et al., 2016).

Ergänzend führten die Ergebnisse der zweiten Untersuchung von Morel et al. (2017) zu dem Schluss, dass die Beziehung zwischen der ausgeübten Kraft und der damit verbundenen wahrgenommenen Anstrengung einem quadratischen Gesetz folgt (Cos, 2017; Morel et al., 2017). Auch diese Ergebnisse decken sich mit früheren Untersuchungen aus der Psychophysik (Borg, 1982; Borg, 1998, 2004; Chen, Fan & Moe, 2002), die in Kapitel 2.4.1 erläutert werden.

2.3 Wechselwirkung zwischen Ermüdung und Anstrengung

Die Ermüdung ist wie die Anstrengung ein psychophysiologisches Phänomen, welches die Leistungsfähigkeit des Individuums verringert (DeVries, Michielsen & van Heck, 2003) und als Folge von hoher Arbeitsbelastung auftreten kann (Fan & Smith, 2017). Zwischen Ermüdung und Anstrengung handelt es sich um ein dynamisches Wechselspiel (Grech et al., 2009). Wenn sich die

wahrgenommene Arbeitsbelastung an die Kapazitätsgrenze einer aufgabenausführenden Person annähert, kann dieses durch bewusstes Anstrengen kompensiert werden. Dieses kann zum Beispiel über eine Neuzuweisung von Ressourcen im Sinne einer Kompensation bzw. Strategieänderung verlaufen. Die Ermüdung kann durch eine Erhöhung der Anstrengung reduziert bzw. verlagert werden. Diese selbstregulierenden Maßnahmen führen schließlich zu einem Abbau der Energie und führen zur weiteren Ermüdung (s. a. Nguyen, Nguyen & Zeng, 2017). Eine erhöhte Ermüdung führt so zu einer erhöhten Wahrnehmung der Anstrengung (Phillips, 2015). Neue Untersuchungen haben zudem gezeigt, dass zwischen neuromuskulärer Müdigkeit (Elektromyografie, EMG) und der wahrgenommenen Anstrengung eine signifikante Korrelation vorliegt (Cruz-Montecinos et al., 2019). Aus diesem Grund wird in diesem Kapitel die Ermüdung betrachtet, da diese einen Indikator für ein Anstrengungsgefühl darstellt.

Ermüdung oder Müdigkeit ist von dem Begriff der Schläfrigkeit abzugrenzen, der sich auf die Tendenz, einschlafen zu wollen bezieht. Die Ermüdung ist eher ein Gefühl der Müdigkeit, ein Energiemangel und Erschöpfungsgefühl in Verbindung mit körperlicher und mentaler Funktionsbeeinträchtigung (Shen, Barbera & Shapiro, 2006). Es kann durch motivationale und subjektive Zustände beeinflusst werden und ist selten ein binärer Zustand (Iodice et al., 2017). Die Definition der Ermüdung wird oftmals anhand der Entstehung oder anhand der Auswirkungen beschrieben (Vøllestad, 1997). Allerdings besteht kein Konsens der Definition in der Literatur (Phillips, 2015; Shen et al., 2006; Staal, 2004, S. 93), was dazu führt, dass Untersuchungsergebnisse in Bezug auf Zusammenhänge, Auswirkung und Entstehung oftmals nicht homogen sind (Nguyen et al., 2017; Santos et al., 2016). Die Ermüdung resultiert mutmaßlich nicht aus einem einzigen Prozess, sondern kann durch eine Vielzahl von Prozessen induziert sein. Aus diesem Grund wird oftmals von aufgabenabhängiger Ermüdung gesprochen. Variiert eine Aufgabe, so kann es sein, dass auch die Mechanismen der Ermüdung variieren können (Enoka & Stuart, 1992). Neurowissenschaftliche Untersuchungen haben während einer Ermüdung verstärkte neuronale Kommunikationswege aufgezeigt. Diese verstärkte Aktivität findet in Gehirnregionen, welche sowohl sensorische Informationen aus der

Peripherie aufnehmen als auch weiterleiten, und dem motorischen Kortex[5] statt. Es wird von einer erhöhten Hemmung von afferenten Nerven, die sensorische Informationen zum Zentralnervensystem und zu den motorischen Neuronen im Rückenmark führen, ausgegangen (Tanaka & Watanabe, 2011). Vereinfacht ausgedrückt, verringert die sensorische Afferenz vom peripheren System bis hin zum primären motorischen Kortex die motorische Leistung und kann so die Toleranz körperlicher Betätigung limitieren. Ebenso sind Gehirnbereiche, die für die bewusste Wahrnehmung, Entscheidungsfindung oder die Verarbeitung von Emotionen zuständig sind, aktiviert und „kommunizieren" mit motorischen Arealen (St Clair Gibson et al., 2003). Dieses könnte als Indiz dafür gesehen werden, dass ein äußerst wichtiger Faktor der Motivation der Wille ist und demnach ein bedeutender Faktor für die Erbringung einer Leistung (Noakes, 2012). Aus diesem Grund stehen hinter dem Ermüdungsprozess nicht selten eine verminderte Motivation, Stress und andere emotionale Vorgänge (Shen et al., 2006), ohne das ein biologisches Anzeichen, zum Beispiel ein reduzierte Glukosespiegel (Noakes, 2012) vorhanden sein muss. Das Gehirn erzeugt ein Müdigkeitsgefühl, das durch individuelle Faktoren bestimmt wird. Unabhängig ob die Ermüdung aus einer primär kognitiven oder körperlichen Aufgabe resultiert, führt diese zu einer erhöhten Wahrnehmung der Aufgabenschwierigkeit als auch zu einer Zunahme der wahrgenommenen Anstrengung (Enoka & Stuart, 1992; Fuller, Fung & Côté, 2013).

Eine muskuläre Ermüdung kann lokal oder im gesamten Körper auftreten und führt zu einer Veränderung des Muskelaktivitätsmusters. Die Folge ist, dass ein erforderliches Kraftniveau nicht aufrechterhalten werden kann (Latash, Yee, Orpett, Slingo & Nicholas, 1994; Liu, Zhang, Yao, Sahgal & Yue, 2005). Während einer Muskelkontraktion, bei der eine Zielkraft aufrechterhalten werden soll, ist das Sinken der Aufrechterhaltung der Kraft mit ansteigender Amplitude im EMG-Signal das Indiz für eine auftretende Ermüdung. Bei einer Ermüdung müssen, so in der Theorie, zusätzliche motorische Einheiten rekrutiert werden und/oder die aktivierten motorischen Einheiten werden auf ein höheres Aktivierungsniveau gebracht, um die Kraft weiter auszuüben (Gande-

[5] Gehirnareal, welches der motorischen Ausführung dient z. B. in Trepel (2006, 211 f. f.).

via, 2001; Vøllestad, 1997; Yang et al., 2009). Zusätzlich kann eine Strategieänderung (Bonnard, Sirin, Oddsson & Thorstensson, 1994) erfolgen, die eine Umverteilung der Muskelaktivität erzeugt (Côté, Mathieu, Levin & Feldman, 2002; Enoka & Stuart, 1992).

Biologische Ursachen einer Muskelermüdung, die aus monotonen, repetitiven oder langandauernden Bewegungsmustern resultiert, sind nicht vollständig geklärt (Boyas & Guével, 2011; St Clair Gibson et al., 2003). Es bestehen mehrere Ansätze in der Literatur. Als zentral generierte Ursache könnte eine verminderte Anregung durch den motorischen Kortex sein. Die Folge ist eine verminderte Ansteuerung motorischer Einheiten. Vermutet wird auch, dass eine Erschöpfung von Neurotransmittern dahintersteht, dieses führt wiederum zu einer Abnahme der absteigenden Erregung. Periphere Ursachen könnten an einer Veränderten neuromuskulären Übertragung der Muskelaktionspotentialausbreitung liegen. Dieses würde zu einer verminderten Kontraktion des Muskels führen. Eine anhaltende körperliche Aktivität beeinflusst auch die Blutversorgung. Aktive Muskulatur muss versorgt, Stoffwechselprodukte müssen abtransportiert und die Wärme muss abgeleitet werden. Eine Muskelkontraktion komprimiert allerdings die Blutgefäße und kann so die eben genannten Prozesse stören. Tritt dieses ein, entsteht eine Anhäufung von Metaboliten und der Kraftverlust sowie die Ermüdung werden beschleunigt (Boyas & Guével, 2011; St Clair Gibson et al., 2003).

Es besteht Einigkeit darüber, dass bei einer längeren anhaltenden Aktivierung der Muskulatur nicht im Vordergrund steht, dass die Kraft nicht erzeugt werden kann, sondern vielmehr die Wahrnehmung, dass es notwendig ist, den Aufwand zu erhöhen (Boyas & Guével, 2011; Enoka & Stuart, 1992). Es wird weniger die Größe der benötigten Kraft beurteilt, als welcher Aufwand erforderlich ist. Dementsprechend stehen sich im Falle einer körperlichen Betätigung zwei Beurteilungen gegenüber, die Wahrnehmung der Anstrengung durch die Abschätzung des Aufwandes und die tatsächliche Leistungsausübung. Beide zählen zu den wesentlichen Merkmalen der Ermüdung. Sobald ein Prozess zu einem dieser Merkmale beiträgt, kann dieser als Ermüdungsmechanismus betrachtet werden (Enoka & Stuart, 1992).

2.4 Bewertung der wahrgenommenen Anstrengung

Einige der zuvor genannten Studien deuten darauf hin, dass die wahrgenommene Anstrengung die physischen Anforderungen einer Aufgabe widerspiegeln und eine gute Grundlage für akzeptable Grenzen bildet. Ein häufig in der Literatur verwendetes Instrument zur Erfassung der Anstrengungswahrnehmung ist die „Rating of Perceived Exertion“ (RPE) und hat ihren Ursprung in der Psychophysik (Abbiss et al., 2015; Borg, 1982; Borg, 1998, 2004; Eston, 2009, 2012; Lindegård, Wahlström et al., 2012; Nussbaum & Lang, 2005). Diese wird im nachfolgenden Kapitel beschrieben und welche Aussagen hinter der Beurteilung der Anstrengungswahrnehmung stehen.

2.4.1 Instrumente zur Abschätzung der Anstrengung

Die Psychophysik untersucht die menschliche Empfindung, indem sie eine mathematische Beziehung zwischen physikalischen Reizen und sensorischen Reaktionen herstellt (Stevens, 1966). Um die Wahrnehmung der physischen Anstrengung einer Aktivität zu quantifizieren, werden Skalen, sogenannte „Rating of Perceived Exertion“ (RPE), verwendet. Bei dieser Methode werden Reize mit einer unterschiedlichen Intensität präsentiert. Diese Reize werden dann je nach erlebter Intensität mit Werten belegt (Borg, 1990). In den letzten Jahren wurden einige RPEs zur Abschätzung der Anstrengung entwickelt (z. B.Colado et al., 2018; Foster et al., 2001; Garcin, Vandewalle & Monod, 1999; Robertson et al., 2004; Swart et al., 2012). Eine weit bekannte RPE für die wahrgenommene Anstrengung bei körperlicher Betätigung ist die Borg-Skala (Borg, 1982; Borg, 1990, 1998, 2004; Chen et al., 2002). Diese basiert auf einen linearen Zusammenhang der Herzfrequenz und Sauerstoffaufnahme. Die Skala spiegelt einen logarithmischen Verlauf wieder, der in der ursprünglichen Form bei dem Wert 6 beginnt und bei 20 endet. Dieses wurde aber später auf eine Skala von 1 bis 10 modifiziert. Das Anstrengungsempfinden und die Herzfrequenz in Kombination können dazu benutzt werden, die Leistungsfähigkeit abzuschätzen und dient so als Indikator der Anstrengungsintensität. Studien zeigen hierzu, dass die Herzfrequenz einen starken Streubereich hat

(Borg, 2004). Abbildung 2.2 stellt den Zusammenhang zwischen der wahrgenommenen Anstrengung von Personen unterschiedlichen Alter und der Herzfrequenz dar. Ein bedeutender Faktor der Anstrengung ist nach Borg (2004) allerdings nicht ausschließlich die Herzfrequenz, sondern auch die Atemlosigkeit und die Ermüdung der geforderten Muskelbereiche. Die RPE hat eine hohe Validität als psychophysiologisches Instrument für die Erfassung der Anstrengung, um die Leistungskapazität abzuschätzen (Eston, 2009, 2012; Scherr et al., 2013).

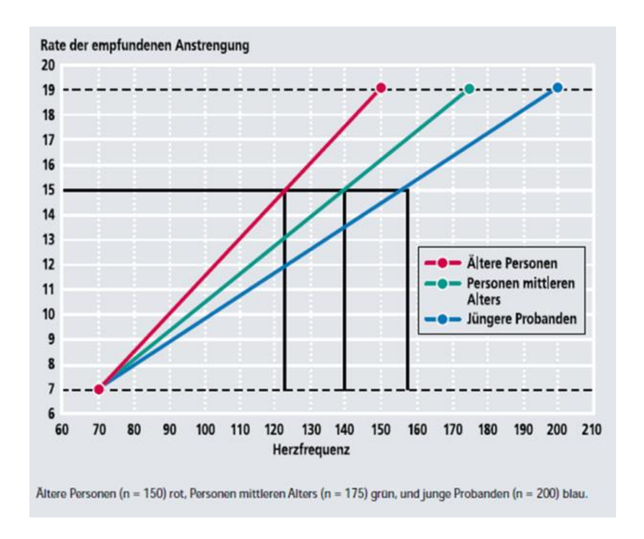


Abbildung 2.2: Darstellung der Beziehung zwischen der wahrgenommen Anstrengung und der Herzfrequenz für verschiedene Altersbereiche (Borg, 2004)

Darüber hinaus werden in diesem Forschungsbereich auch neurowissenschaftliche Instrumente eingesetzt, die Zusammenhänge zwischen neurophysiologischen Prozessen und der Wahrnehmung der Anstrengung aufzeigen sollen (deMorree et al., 2012). Hierfür stehen bildgebende Verfahren, wie u. a. die

Elektroenzephalographie[6] - EEG - (Novak, Beyeler, Omlin & Riener, 2015), sowie die funktionelle Nahinfrarotspektroskopie[7] - fNIRS - (deMorree et al., 2012) zur Verfügung. Die Probleme, die in der Literatur mit diesen Messmethoden diskutiert werden, sind die zeitliche Auflösung, die räumliche Auflösung und die Immobilität. Störanfälligkeit durch Bewegungsartefakte und zu geringe zeitliche Auflösung erschweren die Auswertung und Interpretation der Daten (Ayaz et al., 2013; Mijović et al., 2016). Aber auch physiologische Messinstrumente wie das Elektrokardiogramm (EKG) oder Messungen der Atemleistung und Blutdruck (Marcora & Staiano, 2010) finden ebenso Berücksichtigung in Untersuchungen zur Wahrnehmung der Anstrengung. Liegt das Hauptaugenmerk auf der Bewegungsausführung, kommen vor allem Messinstrumente zur Messung der Muskelaktivität (Elektromyografie, EMG) zum Einsatz (z. B. Chiu & Wang, 2007; Cruz-Montecinos et al., 2019). Letztgenannte Messinstrumente werden auch für die Erfassung der Ermüdung eingesetzt (Barker & Nussbaum, 2011). Insbesondere ist das EMG eine weit verbreitete und gut validierter Messtechnik zur Erfassung der muskulären Ermüdung (Barry & Enoka, 2007) und findet Anwendung in Untersuchungen mit repetitiven Tätigkeiten unter Laborbedingungen (Barry & Enoka, 2007; Björklund, Crenshaw, Djupsjöbacka & Johansson, 2000; Iridiastadi & Nussbaum, 2006) sowie in Felduntersuchungen, z. B. bei Pflegepersonal (Barker & Nussbaum, 2011). Die Ermüdung kann zudem über optoelektronische Systeme (Cortes, Onate & Morrison, 2014) oder inertiale Messeinheiten (Zhang et al., 2019) erfasst werden, indem die Veränderung der Gelenkwinkelamplituden detektiert werden, die unter Ermüdung bestimmte Bewegungsmuster zeigen. Hierzu wird in Kapitel 3.2 gezielt eingegangen.

[6] Ein Instrument zur Messung der elektrischen Veränderungen der Aktivität des Gehirns an der Kopfoberfläche z. B. in Schmidt und Lee (2011, S. 47).

7 Eine nichtinvasive bildgebende Technik, die den Gehirnblutfluss misst und der Technik des PET und fMRI ähnelt z. B. in Mehta und Parasuraman (2013).

2.4.2 Bedeutung der Bewertung der Anstrengung

Der grundlegende Konsens in der Literatur legt die Vermutung nahe, dass die Frage nach der Anstrengung drei wesentliche Informationen über die befragte Person preisgibt (Preston & Wegner, 2009, S. 574):

1. Die Bewertung der Anstrengung gibt ein direktes Feedback über die empfundene Aufgabenschwierigkeit wieder.

2. Es ist ein Indikator des bewussten Willens über die Art der Ausführung der Aufgaben. Damit hängt die Motivation unter anderem daran, wie sehr sich die Person anstrengen möchte.

3. Bewertungen der Anstrengung stehen in einem direkten Zusammenhang mit dem Energiehaushalt und geben so, unter anderem, Information über den Zeitpunkt von erforderlichen Regenerationspausen wieder.

Zum ersten Punkt wird beschrieben, dass das subjektive Feedback über die wahrgenommenen Anstrengungen ein wichtiges Instrument ist, um einen angemessenen Schwierigkeitsgrad für Arbeitsaufgaben zu finden. Vor dem Hintergrund der Problematik, dass eine Verhältnisskalierung über wahrgenommene Reize keine direkten Vergleiche der Werte erlaubt, stellt eine Bewertung jedoch ein Verhältnis da. Wenn zum Beispiel eine Person eine Zweikilolast mit einem Wert von 10 und eine Vierkilolast mit dem Wert 25 bewertet und andere Personen die gleichen Lasten mit einer 4 und 10 bewerten, so ist ein Verhältnis ersichtlich, nämlich, dass die Vierkilolast ein höheren Wert hat und schwerer als die Zweikilolast wahrgenommen wurde (Borg, 1982; Borg, 1998). Demgemäß kann eine Schwierigkeitsdifferenz zwischen zwei Lasten und dementsprechend über Aufgaben ermittelt werden.

Der zweite Punkt stellt den Willen zur Anstrengung dar. Damit ist gemeint, dass die eigene Einschätzung einer Person dazu führen kann, Kompensationsmechanismen bzw. Strategiewechsel vorzunehmen, wenn es erforderlich ist, einer Anforderung standzuhalten (Wickens, 2017). Zum Beispiel zeigen Be-

funde im Kontext der Fahrleistung, dass Musik eine beeinträchtigende Wirkung auf die Fahrleistung haben kann. Dennoch kann trotz lauter Musik die Fahrleistung aufrechterhalten werden. Dies geschieht mit bewussten und unbewussten Kompensationsstrategien, die sich im Fahrverhalten, zum Beispiel in der Reduzierung der Geschwindigkeit, abzeichnen (Ünal, Steg & Epstude, 2012). Eine Person kann während einer Tätigkeit anstrengungsbasierende Entscheidungen treffen, die die Auswirkung von Ermüdung oder Anstrengungsempfindungen beeinflussen können (Morree & Marcora, 2013). Wenn körperliche oder mentale Ermüdung die Anstrengung erhöht, ändert sich die Strategie. Aber auch andersherum wird beschrieben, dass sich das Müdigkeitserleben durch die Veränderung der Wahrnehmung von Anstrengung verändern kann. Die Anstrengung während einer mentalen und körperlichen Aktivität beeinflusst somit sowohl die Art der Ausübung der Aktivität als auch das Urteil darüber. Dementsprechend steht dieses Konstrukt mit dem Konzept der Willenskraft in Verbindung (Preston & Wegner, 2009, S. 570; Wickens, 2017). In Bezug auf die Aufwandsentscheidung entsteht die Frage, ob die subjektive Bewertung einer Situation von der physiologischen Verfassung abhängt. Um diese Frage zu beantworten, untersuchten Iodice et al. (2017) wie Ermüdung die aufwandbasierenden Entscheidungen beeinflusst. Die Probanden wurden unter zwei Bedingungen miteinander verglichen, einmal während sie müde waren und einmal während sie nicht müde waren. Die Ergebnisse zeigen, dass der physiologische Zustand (die Ermüdung) ökonomische Entscheidungen beeinflusst (s. a. Howard, Edwards & Bayliss, 2016). Die Probanden konnten einen monetären Betrag setzen, den sie am Ende des Tests erhielten. Hierfür mussten sie allerdings eine gewisse körperliche Belastung auf sich nehmen. Wenn die Teilnehmer im Vorfeld durch induzierte Belastung ermüdet waren, war die Bereitschaft einer körperlichen Anstrengung deutlich niedriger. Bei Müdigkeit ändert sich demgemäß der Wille zur Anstrengung (Iodice et al., 2017). Marcora und Staiano (2010) fanden heraus, dass das Gefühl der Anstrengung eher zum Abbrechen einer Aufgabe beiträgt, als die Ermüdung. In ihrer Studie untersuchten Sie Probanden, die eine Ergometer-Aufgabe absolvieren sollten. Die Probanden gaben nach der Aufgabe in der RPE im Durchschnitt 19,6 von 20 an. Danach sollten die Teilnehmer noch einen maximalen Leistungstest durchführen. Alle Teilnehmer waren in der Lage, diesen Test mit hohem Leistungsniveau durchzuführen. Aus diesem Grund gehen die Autoren

davon aus, dass nicht die Ermüdung, sondern eine sogenannte Anstrengungstoleranz die Probanden dazu bewegt hat, die Aufgabe zu beenden. Diese Toleranz gibt Informationen über die Bereitschaft sich anzustrengen und wird indirekt durch das subjektive Empfinden ausgedrückt (Marcora & Staiano, 2010).

Der dritte angegebene Punkt beschreibt den Ressourcenhaushalt, der über das Anstrengungsempfinden gesteuert wird. Wie in Kapitel 2.1 beschrieben, ist der Aufwand eine begrenzte Ressource. Das Gefühl der Anstrengung hilft dabei, diesen Zustand zu überwachen. In der Regel bevorzugen es Personen, Anstrengung auszuüben, wenn sich das verfolgte Ziel lohnt, wenn es sich nicht lohnt ist die Anstrengungstoleranz heruntergesetzt (Inzlicht et al., 2018). Anstrengung ist ein aversiver Zustand (Eisenberger, 1992) und kann mit einer Erhöhung des sympathischen Nervensystems, wie Erhöhung des Blutdrucks, Schwitzen, Pupillenerweiterung einhergehen. Angst, Stress und Frustration sind Emotionen, die durch eine Anstrengung entstehen (Inzlicht et al., 2018) und theoretisch erfasst werden können. Langanhaltende Anstrengung ist ermüdend und Ermüdung führt zu einem Unvermögen, Fähigkeiten aufrechtzuhalten. Dieses kann wiederum zu Verletzungen oder zu Fehlern führen, die sicherheitsrelevant sind. Das Müdigkeitsgefühl gibt der Person wiederum die Informationen, wann die Energievorräte aufgefüllt werden sollten und wann eine Person eine Ruhephase einlegen sollte (Preston & Wegner, 2009, S. 576–577). Bei körperlich aktiven Aufgaben wurde beobachtet, dass die Betätigung selbst mit einer Intensität beginnt, die das Gehirn bestimmt hat, um die Leistung in der erwarteten Dauer aufrechtzuhalten. Wenn die Dauer offen oder die Aufgabe noch unbekannt ist, wird meistens mit einer geringeren Intensität begonnen (Noakes, 2012). Die Anstrengung wird nur dann erhöht, wenn eine Gewöhnung an die Aufgabe eingetreten ist und/oder der Endzeitpunkt bekannt ist (s. a. Marcora & Staiano, 2010). In einer RPE-Abfrage würde sich diese anfängliche Unsicherheit in einer niedrigen Bewertung bemerkbar machen. Während der Bewegung erhält das Gehirn kontinuierlich Rückmeldung aus bewussten und unbewussten Quellen. Zu den bewussten Quellen gehört zum Beispiel die Kenntnis über den zeitlichen Verlauf oder die Geschwindigkeit der Ausführung. Unter den unbewussten Quellen werden zum Beispiel Informationen über die Versorgung des Sauerstoffbedarfs (zerebral und peripher) und die Größe des Glykogenspeicher verstanden (Noakes, 2012). Während der

Bewegung erhält das Gehirn dementsprechend kontinuierlich Rückmeldungen von physiologischen Systemen, die für die bewusste Wahrnehmung der Anstrengung notwendig sind. Dieses wiederum wird durch unbewusste Anpassungen abgestimmt. Anpassungen können Veränderungen der metabolischen und biochemischen Versorgung, der Rekrutierungen von motorischen Einheiten der Muskulatur, der Aktivierungsfrequenz, des Reflexmechanismus sowie Veränderungen der kortikalen Erregbarkeit sein (Johnston, Rearick & Slobounov, 2001; Liu et al., 2007). Wichtig für das weitere Verständnis ist, dass demnach die subjektive Bewertung der Anstrengung und die Abschätzung des Aufwandes mit der Müdigkeit zusammen eine Regulierungsfunktion der Leistungsfähigkeit zur Vermeidung eines biologisches Versagens bilden (Noakes, 2012). Das Gefühl der Ermüdung steht somit in einer engen Beziehung zur empfundenen Anstrengung.

2.5 Zusammenfassende Betrachtung der Anstrengung

Das Ziel dieses Kapitels ist es, die wahrgenommene Anstrengung als wichtiges Konstrukt für die Beurteilung von Arbeitsaufgaben, in denen überwiegend das körperlich bzw. energetische arbeitende System gefordert ist, herauszustellen. Die Anstrengung beschreibt, wieviel Aufwand erforderlich ist, um den Grad der Aufgabenleistung zu erhalten (Abbiss et al., 2015). Auch wenn die Wahrnehmungsquellen bis heute nicht vollständig geklärt sind, kann aufgezeigt werden, dass sich die Quellen nicht nur aufgrund der physiologischen Veränderungen im Körperkreislauf beschreiben lassen. Auch äußeren, bewusst wahrnehmbaren, Gegebenheiten, wie Zeitdruck oder Kenntnisse über die Dauer der Aufgabe, beeinflussen die Anstrengung (Eston, 2012; Haile et al., 2015, S. 11–13; Marcora, 2010; Marcora & Staiano, 2010; Swart et al., 2012). Zudem können zwei weitere Quellen zur Entstehung der Anstrengung differenziert werden: durch Abschätzen des bevorstehenden Aufwandes oder durch die Leistungserbringung an sich. Dies kann insbesondere im zeitlichen Verlauf von Tätigkeiten mögliche Unterschiede in der Wahrnehmung der Anstrengung begründen. Preston und Wegner (2009) zeigen auf, für welche drei wesentlichen Aspekte die Beurteilung der Anstrengung wichtig ist: Feedback über die

empfundene Aufgabenschwierigkeit, Indikator für die Motivation und Regenerationspausen. Ebenso beschreiben Ergebnisse aus der Literatur einheitlich, dass bewusste oder auch unbewusste Veränderungen einer Verhaltensstrategie mehr Anstrengung benötigen (Nguyen et al., 2017; Wickens, 2017). Je nach körperlicher Verfassung kann ein Ermüdungsgefühl auftreten, welches unter anderem aus der Menge der verbrauchten Energie resultieren kann. Dieses kann ggf. durch eine erhöhte Anstrengung über einen gewissen Zeitraum kompensiert und überwunden werden (Noakes, 2012). Aufgrund der Fokussierung in dieser Ausarbeitung auf körperlich repetitive Tätigkeiten, die sich primär auf Anforderungen des körperlichen Systems beziehen, folgen im nächsten Kapitel die wissenschaftlichen Befunde zu Verhaltensänderungen bei Anstrengung bzw. Ermüdung in Bezug auf das motorische System.

3 Theoretischer Hintergrund der Bewegungsausführung

Allgemein stehen bei einer Aufgabe mit körperlichen Anforderungen mehrere Bewegungsstrategien zur Verfügung (Campos & Calado, 2009). Selbst bei einer einfachen Armbewegung, wie das Greifen eines Gegenstandes, stehen dem motorischen System eine große Anzahl an Möglichkeiten der Ausführung zur Auswahl. Jede ausgeführte Aktion unterliegt einem motorischen Ziel: ein Objekt erreichen, eine bestimmte Zielposition oder ein Bewegungsmuster (Diedrichsen, Shadmehr & Ivry, 2010). Für das übergeordnete Ziel, Anstrengungsveränderungen im Bewegungsverhalten der oberen Extremität bei einer repetitiven Aufgabe zu identifizieren und zu quantifizieren, sollen die folgenden Kapitel ein Verständnis über die Planung, Koordination und Ausführung der Bewegung schaffen und aufzeigen, wie sich bewegungsbezogene Variablen während einer Bewegung verhalten. Als Hinweis sei an dieser Stelle angemerkt, dass es sich bei den im Folgenden beschriebenen Bewegungen um willkürliche Bewegungen der oberen Extremitäten handelt. Diese sind von Reflexbewegungen abzugrenzen, bei denen es sich um unwillkürliche Reaktionen auf einen Reiz handelt. Willkürliche Bewegungen sind Aktionsausführungen, die einer Willenshandlung unterliegen (Schwartz, 2016). Zunächst wird ein kurzer Überblick über die motorischen Merkmale gegeben. Ein vollständiger Überblick über die gesamten Theorien der Bewegungskontrolle ist allerdings nicht der Bestandteil dieser Ausarbeitung. Diese werden im nächsten Kapitel nur kurz beschrieben. Im Weiteren folgt die Darstellung welche Veränderungen in der Bewegungsstrategie bei Ermüdung oder Schmerz stattfinden. Anschließend wird die Bewegungsqualität beschrieben und es wird aufgezeigt, warum sich diese als Indikator für ein anstrengendes Bewegungsverhalten eignet.

3.1 Grundlage der motorischen Kontrolle und Ausführung

Eine große Herausforderung der Motorik-Forschung liegt, wie bereits beschrieben, darin, dass eine Bewegung auf eine Vielzahl an Möglichkeiten ausgeführt werden kann. Derzeit ist es noch ungeklärt, wie Bewegungen vom zentralen Nervensystem (ZNS) kontrolliert werden (Cos et al., 2011; Kistemaker et al., 2014; Morel et al., 2017). Ein wesentlicher Baustein dazu ist der Begriff der Koordination. Diese beinhaltet das Zusammenspiel mehrereer körperlicher Ebenen, wie einzelne Muskeln, Gelenke und Körpersegmente. Aufgrund der verschiedenen Kombinationsmöglichkeiten einzelner Muskeleinheiten, können unterschiedliche Gelenkstellungen und demnach Bewegungen produziert werden, um den gleichen aufgabenrelevanten Zustand zu erzeugen (Diedrichsen et al., 2010). Mehrere Theorien und Modelle, die entwickelt wurden, um die Bewegungskontrolle des Menschen zu erklären versuchen, diese Vielzahl an Freiheitsgraden auf unterschiedliche Weise zu berücksichtigen (Gaudez et al., 2016).

Das Komplexe an der Koordination ist, zu verstehen, wie das ZNS eine Bewegung im Raum kontrolliert. Dabei bieten nicht nur Geschwindigkeits- und Beschleunigungsprofile, sondern auch Kraftprofile eine unendliche Vielfalt. Grundsätzlich stehen sich im Zentrum der Forschung zur motorischen Kontrolle zwei Ansätze gegenüber. Zu diesen gehören die dynamische Systemansicht (Smith & Thelen, 2003) und die Theorie des generalisierten motorischen Programms (Schmidt, 1975), welche eine kognitive Bewegungsplanung voraussetzt. Beide Theorien und deren Abspaltungen stehen im Mittelpunkt diverser Debatten von Befürwortern der dynamischen (action approach, Birklbauer, 2006, S. 116) oder kognitiven (motor approach, Birklbauer, 2006, S. 266) Ansätze für motorisches Verhalten (Summers & Anson, 2009). Kurz zusammengefasst geht die Theorie des dynamischen Systems davon aus, dass das koordinative Verhalten aus einer dynamisch gekoppelten Schwingung resultiert. Demnach ist die nächste Bewegung eine Folge der vorherigen. Kognitiv geprägte Theorien postulieren, dass während der motorischen Planung das ZNS eine Koordination durch die Festlegung gemeinsamer Parameter erreicht (Diedrichsen et al., 2010). Beide Ansätze gehen davon aus, dass das ZNS die

Bewegungen vor der Ausführung plant. Allerdings ist das Verständnis darüber, was geplant wird, unterschiedlich (Schmalfeld, 2012, S. 56). Für eine vertiefte Gegenüberstellung wird auf folgende Autoren verwiesen, da diese für die weiteren Ausführungen dieser Arbeit nicht relevant sind: Schmidt (1975); Schmidt und Lee (2014); Schmidt und Lee (2011), Davids, Glazier, Araùjo und Bartlett (2003), Smith und Thelen (2003) und Birklbauer (2006).

Wichtig für das weitere Grundverständnis ist, dass Bewegungen auf eine vielfältige Art im ZNS geplant werden und jede vorstellbare Variable an der Planung beteiligt sein könnte (O'Sullivan, Burdet & Diedrichsen, 2009). Diese Planung kann, wie in Kapitel 2.2.1 eine Efferenzkopie enthalten. Der menschliche Körper besitzt eine Vielzahl an Freiheitsgraden für eine motorische Handlung, was zusätzlich für eine Komplexität des Verständnisses der Bewegungsplanung sorgt. Diese Freiheitsgrade ermöglichen ein flexibles Handeln und eine hohe Anpassungsfähigkeit an die Umgebung.

3.2 Die Variabilität der Bewegungsausführung

Das bedeutet, dass bei zwei aufeinanderfolgenden, offensichtlich gleichen Bewegungen dennoch ein bestimmter Grad an Variabilität auftritt (Newell & Slifkin, 1998). Bates (1996) beschreibt das Grundprinzip der Variabilität indem er herausstellt, dass jeder Mensch ein Individuum ist, aber im evolutionären Sinn sich Menschen untereinander ähnlicher sind, als mit anderen Lebewesen. Er impliziert damit eine große Ähnlichkeit auf verschiedenen körperlichen Ebenen. Das Besondere ist, dass sich Menschen auf der Bewegungsausführungsebene deutlich voneinander unterscheiden. Das Skelett- und das Muskelsystem erzeugen zusammen die Bewegungen, die mechanisch gesehen auf eine große und dabei auf eine feste Anzahl an Freiheitsgraden determiniert sind. Andererseits ist gerade dieses System in Verbindung mit räumlichen und zeitlichen Anordnungen aber auch extrem flexibel. So besteht funktionell betrachtet eine unendliche Anzahl an Kombinationen von Gelenkwinkeln und Muskelaktivierungen (Bates, 1996). Diese sogenannten funktionellen Freiheitgrade zeichnen sich nicht nur durch die interindividuelle, sondern insbesondere

durch die intraindividuelle Variabilität aus. In Abbildung 3.1 sind Variationsmöglichkeiten (VAR) abgebildet, über deren beispielhafte Gelenkwinkelkombinationen ein Zielpunkt erreicht werden kann. Kleine Winkelveränderungen in einem Gelenk führen zu weiteren Veränderungen der angrenzenden Gelenke.

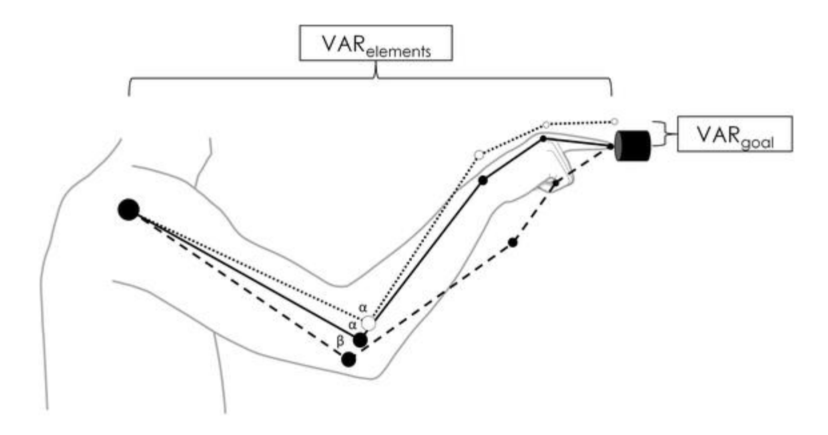


Abbildung 3.1: Darstellung der Bewegungsvariabilität anhand einer Zeigeaufgabe mit verschiedenen möglichen Gelenkwinkelausprägungen, um ans Ziel zu gelangen (Bergin, Tucker, Vicenzino, van den Hoorn & Hodges, 2014)

Das Phänomen wurde nicht immer als ein positives funktionelles Merkmal angesehen. Bernstein (1967), der als erster auf eine motorische Redundanz hinwies, beschrieb, dass es sich dabei um ein Problem handle, welches die motorischen Kontrollsysteme versuchen zu beseitigen bzw. auf ein Minimum zu reduzieren (in Newell & Vaillancourt, 2001). Dieses Phänomen wurde auch als das „Bernstein-Problem“ bekannt. Ein Teil der Variabilität wird durch die Tatsache versursacht, dass es mehrere Muskeln oder Muskelgruppen gibt, die den gleichen gewünschten Effekt erzeugen können. Die grundlegende Schwierigkeit, die motorischen bzw. koordinativen Prozesse zu verstehen, liegt darin, nachzuvollziehen, wie es das motorische System schafft, zum einen Ziele mit einer hohen Zuverlässigkeit wiederholt zu erreichen, und auf der anderen Seite

eine hohe Variabilität auf der Bewegungsebene zu produzieren (Todorov & Jordan, 2002). Hierzu bestehen verschiedene Theorien, wie die Theorie der unkontrollierte Mannigfaltigkeit (uncontrolled manigfold, UCM) von (Scholz & Schöner, 1999). Dieses Konzept beschreibt die Variabilität in Abhängigkeit einer Aufgabe und stellt einen geometrischen Rahmen dar, der Varianzmaße quantifizieren soll. Es gibt die motorische Kontrolle als eine mathematische geometriebasierte Betrachtung wieder. Die Bewegung wird als eine Art Fläche im Raum mit geeigneten Variablen auf der Körperebene, zum Beispiel den Gelenkwinkeln, dargestellt. Die UCM geht davon aus, dass innerhalb dieses Raums (innerhalb der Mannigfaltigkeit) die Bewegungstrajektorie zu jedem Zeitpunkt definiert ist. Um das Ziel zu erreichen, werden die durchschnittlichen Bewegungen einiger Bewegungsausführungen korrigiert (Cusumano & Dingwell, 2013; Latash, Scholz & Schöner, 2002; Scholz & Schöner, 1999). Das ZNS wählt so Lösungen, die funktional wichtig sind und „stabilisiert" aufgabenbezogene Variablen. Allerdings geht die UCM noch weiter und beschreibt, dass nur Abweichungen korrigiert werden, die orthogonal von der Aufgabe geforderten (Haupt-) Bewegungsrichtung verlaufen (Fuller et al., 2011; Lomond & Côté, 2011). Abweichungen in anderen Bewegungsrichtungen werden zugelassen. Aus diesem Grund heißt es unkontrollierte Mannigfaltigkeit (Cusumano & Dingwell, 2013; Domkin, Laczko, Jaric, Johansson & Latash, 2002; Latash et al., 2002). Ebenso konnte dieses Bewegungsverhalten auch bei bimanuellen Aufgabenteilen beobachtet werden. Dabei zeigt sich, dass nicht nur mehrere Funktionsvariablen gleichzeitig stabilisiert werden können, sondern auch in unterschiedlichen Maße (Domkin et al., 2002).

3.2.1 Einflussfaktoren auf das motorische System

Nicht nur im Zusammenhang der Zielgenauigkeit, auch bei anderen Bewegungsaufgaben scheint sich herauszustellen, dass die Bewegungskontrolle bestimmte Lösungen bevorzugt. Dazu wird angenommen, dass die Variabilität von bestimmten kinematischen Komponenten durch unabhängige neuronale Prozesse bestimmt wird (Haar, Donchin & Dinstein, 2017). Veränderungen der Bewegungsvariabilität geben zum Beispiel Hinweise auf neurophysiologische

Funktionsveränderungen oder auf das motorische Lernen (Cusumano & Dingwell, 2013). Zu dem zweiten Punkt wurde in Untersuchungen, in denen Novizen und Experten gegenübergestellt wurden, deutliche Unterschiede der Bewegungsvariabilität gefunden. Eine in diesem Zusammenhang häufig rezitierte Studie, ist die Untersuchung von Arutyunyan, Gurfinkel und Mirskii (1968). Sie fanden heraus, dass bei erfahrenen und unerfahrenen Sportschützen in jedem Gelenk ein unterschiedlicher Grad an Variabilität vorlag. Die Variabilität im Schulter- und Ellenbogengelenk war bei erfahrenen Schützen höher als am Handgelenk und ermöglicht so eine stabile und ruhige Haltung der Hand. Bei unerfahrenen Schützen wurde dieses Verhältnis der Variabilität an den Gelenken nicht gefunden, mit der Folge, dass die Haltung des Handgelenks instabiler war. Dieses Ergebnis wurde seither durch Studien mit ähnlichem Design reproduziert (Davids et al., 2003; Scholz, Schöner & Latash, 2000; Srinivasan & Mathiassen, 2012). Nicht nur im Sportbereich, sondern auch im Arbeitskontext wurde ein Unterschied im Bewegungsverhalten zwischen Arbeitnehmern mit geringer und viel Erfahrung aufgezeigt. Die Ergebnisse einer Untersuchung bei Metzgern in einem Schlachthof zeigen, dass bei erfahrenen Arbeitern eine verringerte Bewegungsvariabilität der Kopf- und Schulterposition auftrat, als bei Arbeitern mit weniger Erfahrung. Gleichzeitig nahm die Variabilität in anderen Körpersegmenten zu (Madeleine, Mathiassen & Arendt-Nielsen, 2008). Dementsprechend spielen die Erfahrung und die gelernte Motorik eine große Rolle bei der Ausprägung der Variabilität. Die oben erwähnten neurophysiologischen Faktoren, wie Ermüdung (Lomond & Côté, 2011; McDonald, Tse & Keir, 2016; Qin, Lin, Faber, Buchholz & Xu, 2014) oder auchSchmerzen (Bank, Peper, Marinus, Beek & van Hilten, 2013) haben einen wesentlichen Einfluss auf die Funktion. Diese haben im Hinblick auf die Anstrengung eine große Bedeutung und führen zu signifikanten Abweichungen in der Variabilität.

3.2.2 Ermüdung als Einflussfaktor auf das motorische System

In Kapitel 2.3 wurde das Thema der körperlichen Ermüdung bereits herausgearbeitet, um darzustellen, in welchem Zusammenhang das Gefühl der Ermüdung mit der Anstrengung steht. Analog zu den Kraftproduktionskapazitäten scheint es, dass spezifische Bewegungsdynamiken durch eine Ermüdung nicht mehr angemessen gesteuert werden können (Cortes et al., 2014). Zur Kompensation von Ermüdungserscheinungen werden von Bonnard et al. (1994) grundsätzlich zwei verschiedene Strategien genannt. Eine Strategie besteht darin, die beteiligte Muskelaktivität umzuverteilen, und eine andere Strategie zeigt sich in einer Gelenkamplitudenveränderungen (Bonnard et al., 1994; Côté et al., 2002; Sparto, Parnianpour, Reinsel & Simon, 1997). Ein wesentlicher Befund ist, dass sich trotz verminderter Amplitude, veränderten Geschwindigkeitsprofilen oder der Reorganisation der Aktivitätsmuster innerhalb einzelner Muskeln, der Endpunkt und die durchschnittliche Zyklusdauer der Tätigkeit nicht verändern (Côté et al., 2002; Fuller et al., 2009; Madeleine & Farina, 2008; McDonald et al., 2016). Das bedeutet, dass zwar Veränderungen der Bewegungskoordination stattfinden, die Leistungen jedoch unter Ermüdungserscheinungen gleichbleiben können (siehe auch Kapitel 2.3). Untersuchungen auf muskulärer Ebene zeigen, dass es zu einer erhöhten Kontraktion von Agonisten-Antagonisten-Paaren und verminderter Inhibition zwischen synergistischen Muskeln kommt. Ebenso entsteht eine Veränderung der intermuskulären Koordination zwischen den Agonisten und es kommt zu Veränderungen auf kortikaler Ebene (siehe Kapitel 2.1.2; Dietrich & Audiffren, 2011; McKendrick et al., 2017). Die Veränderung der Muskelorganisation könnte so zu einem veränderten Bewegungsmuster bzw. zu einem neuen Muster aus „noch nicht“ ermüdeten Muskeln oder Muskelanteilen führen (Côté, Feldman, Mathieu & Levin, 2008; Fuller et al., 2011). Das zentrale Nervensystem könnte so die mechanischen redundanten Möglichkeiten des menschlichen motorischen Systems nutzen, um die erforderte Leistung der Aufgabe, trotz der reduzierten Kapazität ermüdeter Muskeln zu erbringen (Fuller et al., 2011; Madeleine & Farina, 2008). Für die Mechanismen, die den Ermüdungsanpassungen zugrunde liegen, scheint aus neurowissenschaftlicher Sicht u. a. das Kleinhirn ausschlaggebend zu sein (Fuller et al., 2011). Die Ergebnisse zeigen, dass die

Bewegungsveränderungen sowohl innerhalb der einzelnen Segmente als auch intermuskulär stattfinden. Die Aufgabe kann dann, wie bereits beschrieben, ohne Verluste weiter ausgeführt werden (Qin et al., 2014). Fuller et al. (2011) fanden bei einer Aufgabe, in der die Probanden ein vor sich liegendes Ziel mit dem Finger wiederholt berühren sollten, heraus, dass sich die Ermüdung auf drei Ebenen zeigt (siehe Abbildung 3.2).

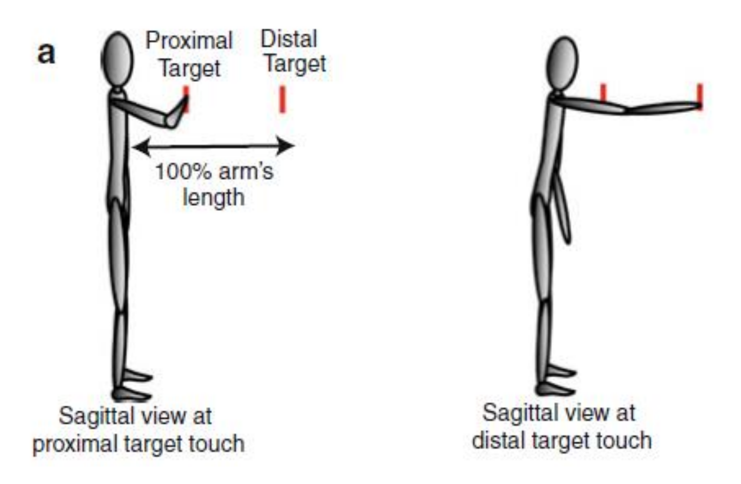


Abbildung 3.2: Versuchsdurchführung der Zielaufgabe von Fuller et al. (2011)

Die Ebenen beziehen sich dabei auf die obere Extremität bei repetitiven Aufgaben. Die erste Ebene beschreibt die Aktivität der Schulter. Es stellte sich heraus, dass sich die Gelenkwinkelamplituden in der Bewegungsrichtung, in der die Schulter gegen die Schwerkraft angehoben wird (Abduktionswinkel, seitliches Anheben des Arms) im Verlauf der muskulären Ermüdung verringern. Die zweite Ebene betrifft die Bewegung des Massenschwerpunktes. Dieser veränderte das Bewegungsverhalten in der Sagittalebene (Bewegungsrichtung nach vorn und hinten) nicht, sehr wohl aber das Verhalten in der Fontalebene und der Transversalebene (von oben nach unten und von rechts nach links). Mit diesem Verhalten wird der Schwerpunkt, bzw. der Körper nä-

her an den Zielpunkt gebracht. Die Autoren schlossen daraus, dass die auftretende Kompensation in einer hierarchischen Weise gesteuert wird, um das Erreichen der Zielvorgabe sicher zu stellen. Dieses Prinzip wird auch als Variabilität innerhalb einer unkontrollierten Mannigfaltigkeit (Scholz & Schöner, 1999) beschrieben, welches in Kapitel 3.2 beschrieben wurde. Die dritte Ebene beschreibt die intersegmentale Koordination. Die distalen Gelenke werden mit der Ermüdung steifer gehalten als die proximal gelegenen Gelenke. Der Begriff distal beschreibt die Lage zur anatomischen Körpermitte. Das heißt, dass es sich um die Gelenke handelt, die weiter von der Körpermitte entfernt liegen, während proximal die Lage beschreibt, die nah zur anatomischen Körpermitte liegt. Es scheint, dass sich das Bewegungssystem nach Ermüdung neu ausrichtet bzw. kompensiert, um die Aufgabenleistung zu erhalten. In Bezug auf die Bewegungsvariabilität gibt es Übereinstimmungen in der Literatur, dass sich bei den ermüdeten Gelenken zwar eine Verringerung der Gelenkwinkelamplituden, jedoch eine höhere Bewegungsvariabilität zeigt (McDonald et al., 2016; Qin et al., 2014; Tse, McDonald & Keir, 2016). Eine größere Variabilität wirkt einer Ermüdung entgegen (Qin et al., 2014; Tse et al., 2016). Eine Verringerung der distal gelegen Gelenke scheint in diesem Zusammenhang ein Kompromiss zwischen einer erhöhten Variabilität des proximalen Gelenk (z. B. Schultergelenkt) und der Zielerreichung zu sein (Qin et al., 2014). Ferner deuten mehrere Studien darauf hin, dass eine erhöhte motorische Variabilität einen positiven Effekt auf die Abschwächung der Müdigkeitsentwicklung haben kann (Bauer et al., 2017; Sedighi & Nussbaum, 2017).

3.2.3 Schmerz als Einflussfaktor auf das motorische System

Ein weiterer, vielfach untersuchter, Einflussfaktor auf das Bewegungsverhalten ist der Schmerz (Bank et al., 2013). Dieser ist, wie in Kapitel 2.2.2 beschrieben, überwiegend für die körperliche Aktivität relevant. Der mechanische und physiologische Hintergrund bei der Bewegungsveränderung durch Schmerzen ist allerdings unvollständig und noch nicht schlüssig belegt (Hodges & Tucker, 2011). Nach Hodges und Tucker (2011) kommt es aufgrund von Schmerzen zu einer Modifizierung von mechanischem Verhalten. Es finden

nicht nur Veränderung innerhalb einer Struktur eines Körpersegments, sondern auf mehreren Körperebenen verteilt, statt. So kommt es entweder zu einer gleichmäßigen Zunahme oder Abnahme der Aktivität, die zwischen Individuen und Aufgaben variieren können (Hodges, 2011). Lomond und Côté (2011) untersuchten Probanden mit chronischen Schmerzen im Schulterbereich im Vergleich zu Probanden ohne Beschwerden. Die Aufgabe bestand darin einen Handgriff gegen einen Widerstand zu ziehen oder zu drücken. Die Ergebnisse zeigten, dass bei chronischen Schmerzen, das schmerzhafte Gebiet stabilisiert wurde und andere Bereiche dahingegen an Bewegung zunahmen. Ähnlich der eben beschriebenen Untersuchung von Fuller et al. (2011), konnten Lomond und Côté (2011) Ansätze der Ebenen der Ermüdung in ihren Ergebnissen finden. Die Probanden zeigten eine körperliche Annäherung an den Handgriff, den sie greifen sollten. Dementsprechend fand eine Verkürzung der Distanz zum Zielpunkt statt. Ebenso zeigten sie eine Abnahme der Gelenkwinkelamplituden im Schultergelenk. Diese Anpassungen traten allerdings unabhängig vom chronischen Schmerz auf. Das heißt, dass sich die Verhaltensstrategien während einer Aufgabe anpassen können.

Bergin et al. (2014) untersuchte das Verhalten bei Probanden mit akutem Schmerz und fanden heraus, dass sich die Variabilität verringert. Dieses Verhalten wird als eine protektive Anpassung gewertet und zeigt sich in anderen Untersuchungen über akute Schmerzen (Bank et al., 2013). Das Verhalten zur Verringerung der motorischen Variabilität zeigt sich allerdings nicht nur in der oberen Extremität. Untersuchungen der unteren Extremität oder des Rumpfes unterstützen die Ergebnisse. Untersuchungen mit Probanden, die eine Knieverletzung hatten, zeigen eine geringere Variabilität als in dem nicht verletzten Knie (Georgoulis, Moraiti, Ristanis & Stergiou, 2006; Srinivasan & Mathiassen, 2012). van den Hoorn, Bruijn, Meijer, Hodges und van Dieën (2012) untersuchten Probanden mit Rückenbeschwerden und stellten fest, dass diese eine verminderte Variabilität in der Rumpfrotation beim Gehen aufwiesen als Probanden ohne Beschwerden. Zudem zeigte sich, dass die Probanden mit Beschwerden eine schützende Bewegungsstrategie entwickelten und den Rumpf steifer hielten (Ebrahimi, Kamali, Razeghi & Haghpanah, 2017; s. a. Seay, van Emmerik & Hamill, 2011). Bank et al. (2013) weisen darauf hin, dass ein ex-

perimenteller akuter Schmerz nicht uneingeschränkt auf das motorische Verhalten bei einem „echten“ akuten Schmerz übertragen werden kann. Die Wahrscheinlichkeit ist hoch, dass dieser „echte“ Schmerzzustand mit einem strukturellen Schaden verbunden ist, der ein zusätzliches Kompensationsverhalten bewirkt. Ferner können emotionale Reaktionen, wie die Angst vor dem Schmerz, insbesondere bei chronischen Schmerzen, eine Veränderung im Bewegungsverhalten hervorrufen. Somit muss das Bewegungsverhalten innerhalb eines Aufgabeverlaufs oder zwischendurch betrachtet werden und nicht nur der Endzustand nach einer Aufgabe.

3.3 Die Qualität der Bewegungsausführung

Im Grunde wird bei der Betrachtung der Bewegungsvariabilität davon ausgegangen, dass Bewegungsmaßnahmen speziell geplant werden, um das Ausmaß zu minimieren, in dem sich die Variabilität auf die Leistung der Aufgabe auswirkt. Entweder wird die Maßnahme nur innerhalb der Variabilität erzeugt (Cusumano & Dingwell, 2013; Harris & Wolpert, 1998; Scholz & Schöner, 1999) oder aus einer Kombination mit dem Aufwand (O'Sullivan et al., 2009; Todorov & Jordan, 2002). Der Aufwand einer Bewegung wird in der Bewegungslehre im Rahmen von Kostenfunktionen abgebildet. Unter Kostenfunktionen werden effiziente Strategien der Bewegungsplanung und -ausführung verstanden. Vor diesem Hintergrund würde das ZNS die Bewegungslösungen so koordinieren, dass die Aufwandskosten einer Bewegung minimiert werden (Kording, 2007) und die Qualität der Bewegungsausführung also in gewisser Weise erhöht wird. Aus diesem Grund werden diese mathematischen Funktionen in der Literatur unter Optimierungsmodellen, Effektivitätsprinzipien oder Aufwandsfunktionen beschrieben (Birklbauer, 2006, S. 102). Die Modelle erklären dabei nicht die zugrundeliegende Biologie, sondern stellen deskriptive Modelle dar, die das Bewegungsverhalten aus einer großen Anzahl an Untersuchungen mathematisch widerspiegeln (Birklbauer, 2006, S. 102; Campos & Calado, 2009; Gaudez et al., 2016). Es sind Werkzeuge, die aus Übereinstimmungen von Trajektorien gewonnen wurden und die Aufwandskosten einer Bewegung darstellen (Campos & Calado, 2009). Typischerweise handelt es sich dabei um Variablen, die innerhalb des Bewegungsablaufs minimiert oder

optimiert werden (Latash, 2012). Diese können im Groben dynamischen oder kinematischen Modellen zugeordnet werden. Für die Einteilung der dynamischen oder kinematischen Modelle heißt dies, dass die berechneten Variablen entweder den Kräften, die während der Bewegung verursacht werden oder dem Bewegungsverlauf zuzuordnen sind (Kistemaker et al., 2014). Für einen weiteren Überblick über die Modelle wird auf Birklbauer (2006), Djioua und Plamondon (2010), sowie Campos und Calado (2009) verwiesen. Eine Vielzahl an Simulationsstudien und Probandenexperimenten zeigen eine Kombination aus Variablen, die oftmals beide Ebenen betreffen (Berret, Chiovetto, Nori & Pozzo, 2011b; Isableu et al., 2009; Isableu, Hansen, Rezzoug, Gorce & Pagano, 2013; van Vu et al., 2016). Ergebnisse zeigen, dass mehrere Faktoren die Ausführung einer Bewegung beeinflussen. Nicht immer zeigen sich bei gleichen Bewegungsaufgaben Kombination der gleichen Parameter, sondern diese sind von dem Ziel der Aufgabe abhängig (Berret, Chiovetto, Nori & Pozzo, 2011a). In der Literatur herrscht Einigkeit darüber, dass sich das ZNS bei einer einseitigen Planung der Bewegung selbst einschränken würde. Wahrscheinlicher wird eine kontinuierliche Koordination als Lösung eines Optimierungsprozesses für die Bewegungsaufgabe berechnet (Campos & Calado, 2009; Todorov & Jordan, 2002).

Für die weitere Ausarbeitung steht insbesondere eine Variable der kinematischen Modelle im Fokus. Dieses ist die Gleichmäßigkeit der Beschleunigung, die über den Ruck ausgedrückt wird (Kistemaker et al., 2014). Der Ruck, die zeitliche Ableitung der Beschleunigung, minimiert sich somit innerhalb der Optimierung (Flash & Hogan, 1985; Hogan, 1984). Das Ziel dieses Kapitels ist es, den Ruck im Rahmen der Bewegungsqualität darzustellen und aufzuzeigen, warum sich dieser Parameter für eine Zusammenhangsbetrachtung mit der wahrgenommenen Anstrengung eignet.

3.3.1 Der Ruck zur Quantifizierung der Bewegungsqualität

Gleichmäßige Bewegungen sind charakteristisch für ein gesundes und gut ausgebildetes motorisches System. Die Minimierung des Rucks oder minimum jerk model (Flash & Hogan, 1985; Hogan, 1984) zählt zu den bekanntesten

Optimierungsmodellen (Latash, 2012) und beschreibt genau diese motorische Fertigkeit. Das Modell gehört, wie oben erwähnt, zu den kinematischen Kostenfunktionen. Der Ruck (engl. jerk) ist die mathematische Änderungsrate der Beschleunigung und wird über die dritte zeitliche Ableitung des Ortsvektors berechnet. Nach diesem Modell minimiert sich der Wert des Rucks bei einer gleichmäßig beschleunigten Bewegung. Er steht für die Glätte einer Bewegungstrajektorie. Das Modell basiert auf den Erkenntnissen, dass die Variabilität (siehe Kapitel 3.2) der Handtrajektorie sich mit der Erfahrung in der Bewegung reduziert. Untersuchungen der Hand- und Augenbewegungen zeigen dabei stereotype Trajektorien im Geschwindigkeitsprofil auf. Bei einer optimalen Punkt-zu-Punkt Bewegung bildet sich so ein glockenförmiger Verlauf aus (Flash & Hogan, 1985; Hogan, 1984).

Zudem gilt der Ruck als Metrik für die Qualität der Bewegungskoordination (Hogan & Sternad, 2009). Dieses zeigt sich vor allem in Untersuchungen, in denen Bewegungsabläufe von Personen mit unterschiedlichen Erfahrungsniveaus verglichen wurde. Hreljac (2000) verglich zum Beispiel die Bewegungsglätte der Fersentrajektorie von erfahrenen und unerfahrenen Läufern und fand heraus, dass die Wettkampfläufer sowohl in der Testbedingung „Laufen“ als auch in der Bedingung „schnelles Gehen“ einen höheren Glättewert aufzeigten. Eine Schlussfolgerung dieser Untersuchung ist, dass die Probanden grundsätzlich die Geh- und Laufbewegung so aufwandsarm wie möglich planen, dennoch aber die erfahrenden Läufer ein höheres Maß an Koordinationsfähigkeit bei der Ausführung zeigen. Choi et al. (2014) führten eine Analyse mit ähnlichen Gruppenunterschieden in Bezug auf den Golfschlag aus. Es zeigt sich, dass weder die erfahrenen noch die unerfahrenen Spieler, bestimmte Bewegungsmuster aufwiesen. Allerdings war der Ruck bei den unerfahreneren Golfspielern signifikant unregelmäßiger und wies größere Änderungen auf als die Bewegungsbahnen der erfahrenen Golfspieler. Abbildung 3.3 stellt den Versuchsaufbau und die Unterschiede des Rucks und des Schlägerkopfes dar.

Der Ruck stellt damit nicht nur eine Planungsvariable für das ZNS dar, sondern ist ein quantitatives Maß für das Bewegungslernen und im speziellen für die gelernte Koordination (Caplan & Gardner, 2009; Sakata et al., 2010; Yan et al., 2000).

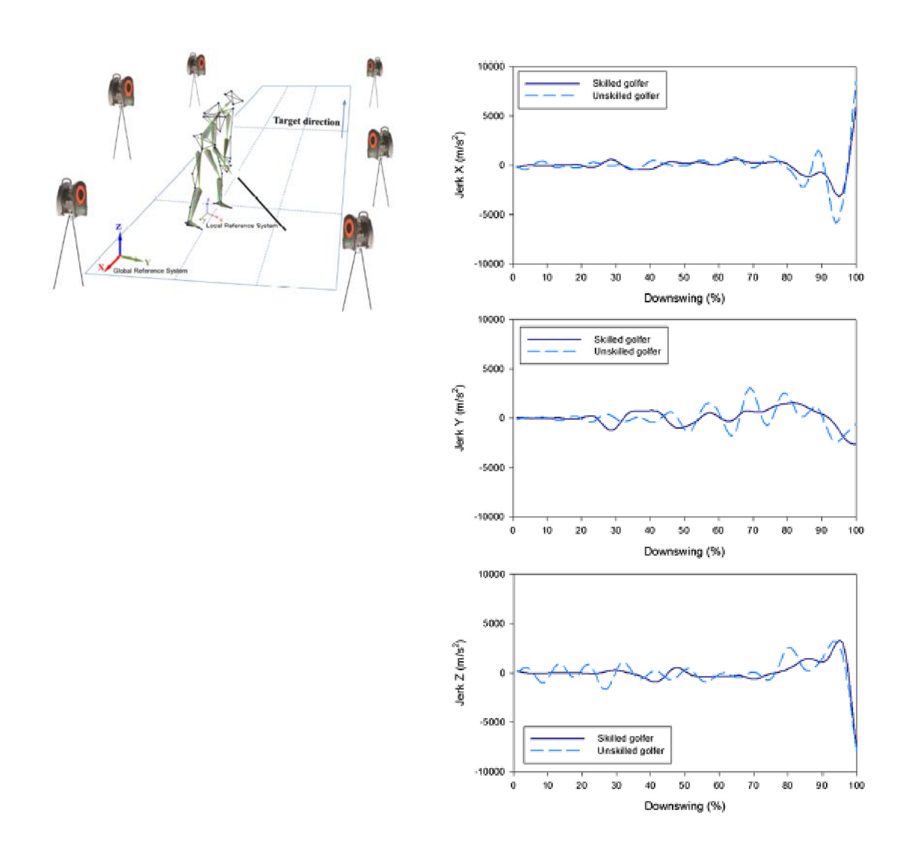


Abbildung 3.3: Versuchsaufbau bei Golfspielern:
Die linke Abbildung zeigt den Versuchsaufbau für den Golfschlag mit einem optoelek-tronischen Messsystem. In der rechten Abbildung ist der Bewegungsverlauf des Schlägerkopfes in x- (oben), y- (Mitte) und z-Achsenrichtung (unten) des Rucks dargestellt. Die blaue durchgezogene Linie zeigt den Bewegungsablauf der erfahrenen und die gestrichelten Linien, die der unerfahrenen Golfspieler (Choi et al., 2014)

Dieser Ansatz wurde vielfach im rehabilitativen Kontext untersucht (Ghobadi, Sosnoff, Kesavadas & Esfahani, 2015; Leconte, Orban de Xivry, Stoquart, Lejeune & Ronsse, 2016). Zum Beispiel haben Personen mit neurologischen

Einschränkungen, wie nach einem Schlaganfall, eine „ruckelige" Bewegungsbahn. Je nach dem Grad der Rehabilitation wird diese zunehmend gleichmäßiger und kann anhand des Rucks quantifiziert werden (Balasubramanian, Melendez-Calderon & Burdet, 2012; Balasubramanian, Melendez-Calderon, Roby-Brami & Burdet, 2015; Kato, Tanaka, Sugihara, Shimizu & Kudo, 2016; Osu et al., 2011; Rohrer et al., 2002). Ursprünglich wurde die Ruckkostenfunktion für die Bewegungsausführung der Hand entwickelt. Zahlreiche Übertragungen auf andere Körpersegmente unterstützen die Beobachtung, dass das ZNS gleichmäßig koordinierte Bewegungen produziert und die Ruckkostenfunktion eine Metrik für dessen Qualität ist. Dieses zeigt sich in Studien zu Analysen von Atmungsmustern (Anetai et al., 2015; Anetai et al., 2016), Kieferbewegung (Yashiro, Fujii, Hidaka & Takada, 2001; Yashiro, Takagi & Takada, 2012) sowie Erweiterung auf die gesamte obere (Liao & Kirsch, 2014) und untere Extremität (Brach et al., 2011; Ghobadi et al., 2015).

3.3.2 Faktoren, die die Bewegungsqualität beeinflussen

Andere Ansätze der Ruck-Forschung untersuchen diesen nicht nur in Bezug auf das Bewegungslernen, sondern quantifizieren den Ruck als Merkmal für Beeinflussungen innerhalb einer gelernten Bewegung. Choi et al. (2013) führten eine Untersuchung bei Autofahrern aus, die durch eine zusätzliche Aufgabe abgelenkt wurden. Untersuchungsgegenstand waren die Lenk- und Fußbewegung. Die Ergebnisse zeigten, dass sich die Ablenkung in den Ruck-Werten widerspiegelt. Nicht nur externe Faktoren wie eine Aufmerksamkeitsablenkung können die Bewegungskoordination stören. Auch interne Beeinflussung wie Verletzungen (Fukaya et al., 2018) oder Schmerzen (Jayaraman, Beck & Sosnoff, 2015) stehen im engen Zusammenhang mit veränderten Ruckmustern. In neueren Untersuchungen wird der Ruck auch als Parameter zur Identifikation von körperlicher Anstrengung und Ermüdung verwendet (Zhang et al., 2019). Dieses begründet sich mit Hilfe des zweiten Newtonschen Gesetzes, welches besagt, dass die Beschleunigung sich proportional zur aufzuwendenden Kraft verhält. Voraussetzung dafür ist, dass die Masse konstant ist. Ein niedriger Ruck-Wert ist mit einer ruhigeren Bewegung und einer geringeren

Änderung der Kraft verbunden, während ein höherer Ruck-Wert mit einer Abnahme der Glätte und einer größeren Änderung der Kraft verbunden ist. Demensprechend kann der Ruck als Ableitung der Beschleunigung auch als die Änderungsrate der investierten Kraft definiert werden und so Aufschluss über eine erhöhte Anstrengung innerhalb von Bewegungsabläufen geben (Choi et al., 2014; Fukaya et al., 2018).

Zhang et al. (2019) untersuchten den Ruck mit dem Ziel, diesen als Indikator für körperliche Anstrengung im Verlauf einer ermüdenden Aufgabe herauszustellen. Es wurde eine Hebebewegung bei Maurern untersucht, bei der Steine angehoben und auf eine Mauer gesetzt wurden. Zusätzlich wurden die Probanden in Erfahrungsstufen hinsichtlich der Tätigkeit eingeteilt. Der Ruck wurde an den Segmenten, Becken, dem Ober- und Unterarm, der Hand sowie dem Ober- und Unterschenkel berechnet. Es zeigte sich, dass es signifikante Unterschiede zwischen erholten und ermüdeten Personen bei der Probandengruppe mit großer Erfahrung in allen Segmenten gab. Bei den anderen Gruppen wurden keine signifikanten Unterschiede festgestellt. Aus der Untersuchung lässt sich schlussfolgern, dass für die Analyse von Einflüssen, wie das Ermüdungsgefühl, zunächst eine gewisse koordinative Fähigkeit ausgeprägt sein sollte. Erst dann können Veränderungen im Ruck beobachtet werden. Ähnliche Untersuchungen von internen Beeinflussungen wurden von Kang und Gross (2016) vorgenommen. Sie untersuchten die Auswirkung von Emotionen auf die Bewegungsglätte während des Gehens. Dazu wurden bei Probanden vier Ziel-Emotionen, eine neutrale Emotion, Traurigkeit, Wut und Freude, induziert. Die Ergebnisse deuteten darauf hin, dass Wut und Freude mit einer erhöhten Bewegungsglätte einhergehen. Abbildung 3.4 gibt eine Übersicht der Ergebnisse dieser Untersuchung des Körperschwerpunktes (Center of Mass, COM), Kopf, Rumpf und Becken. Allerdings war die Ergebnislage in Bezug darauf, wie sich die Bewegungsglätte unter bestimmten Emotionen auswirkt, laut den Autoren in der Literatur nicht konsistent.

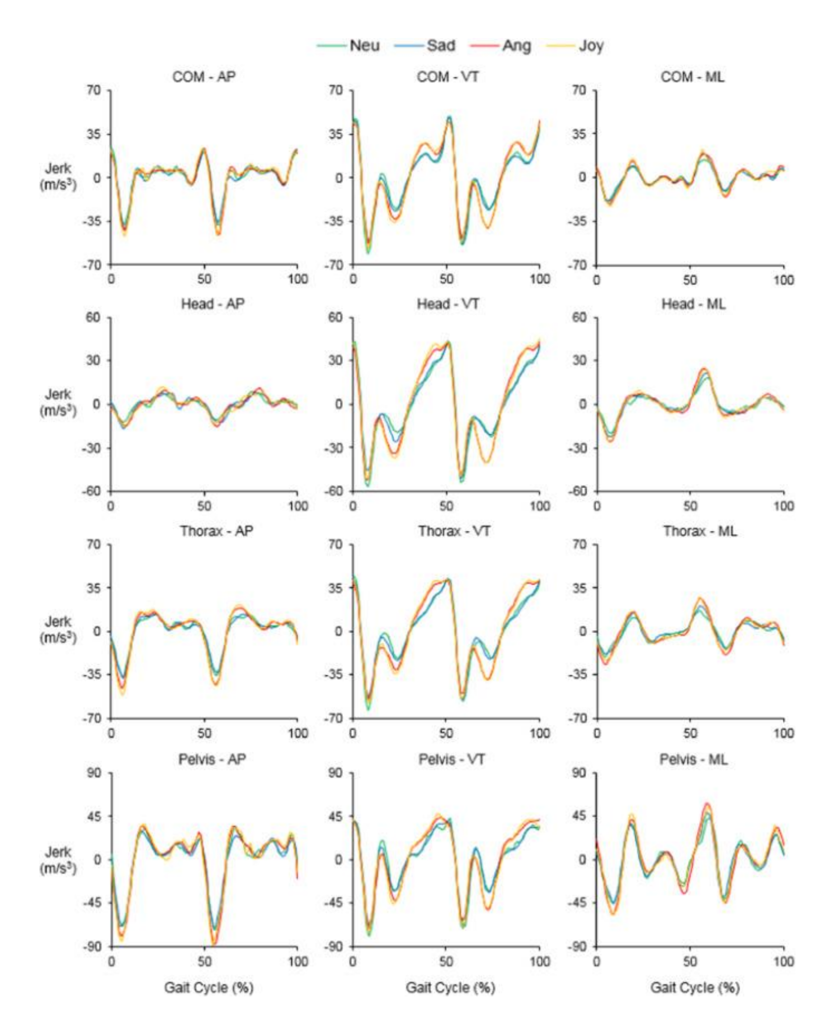


Abbildung 3.4: Ergebnisse des Rucks beim Gehen in verschiedenen emotionalen Zuständen (Kang & Gross, 2016)

Sie verweisen auf Untersuchungen von Montepare, Koff, Zaitchik und Albert (1999) sowie Pollick, Paterson, Bruderlin und Sanford (2001). In diesen Ver-

öffentlichungen werden stärkere Ruck-Effekte im Sinne einer schlechten Bewegungsglätte bei den Emotionen glücklich, wütend, und aufgeregt berichtet. Während Traurigkeit, Müdigkeit, Entspanntheit und Angst im Vergleich zu einer neutralen Emotion weniger Effekte zeigen. Im Gegensatz dazu fanden die Autoren in einem vorherigen Experiment (Kang & Gross, 2015) genau das Gegenteil heraus. Hierzu erklären die Autoren, dass ein Grund für die unterschiedlichen Aussagen die Verwendung von verschiedenen Berechnungen der Metrik sein könnte. Ein anderer Grund könnte sein, dass die Bewegungsglätte-Profile an unterschiedlichen Körpersegmenten berechnet wurden. Aus diesem Grund führten Kang und Gross (2016) die eben benannte Studie durch und untersuchten dabei vereinzelte Körpersegmente. In einer differenzierten Beschreibung der Ergebnisse zeigt sich, dass sich die Bewegungsglätte bei Wut und Freude in den Körpersegmenten, Kopf, Rumpf und Becken, in vertikaler Richtung erhöht (Abbildung 3.4).

In den Extremitäten finden sich signifikante Effekte in der Hüfte, in den Knöcheln und der Schulter. Die linke Spalte stellt die Bewegung von vorne nach hinten (anterio-posterior, AP), die mittlere Spalte in vertikaler Richtung (VT) und die rechte Spalte das zur Seite schwankende Bewegungsverhalten (medial-lateral, ML) dar. Es zeigt sich somit, dass emotionale Prozesse das Bewegungsverhalten beeinflussen können. Dieses könnte hypothetisch dazu führen, dass Aufgaben sich unter unterschiedlichen emotionalen Zuständen anstrengender anfühlen.

3.4 Zusammenfassende Betrachtung der Variabilität und Qualität der Bewegungsausführung

In diesem Kapitel sind sowohl theoretische Grundlagen der Bewegung als auch empirische Ergebnisse aus Bewegungsuntersuchungen hinsichtlich der Variabilität und Qualität dargestellt. Verschiedene bestehende Theorien gehen davon aus, dass bei der motorischen Planung und Kontrolle mehrere interne Modelle kombiniert werden. Das Problem ist das Identifizieren dieser internen Modelle aufgrund dessen, dass Aufgabenanforderungen durch unendlich viele

Bewegungen erfüllt werden können, was wiederrum ein Merkmal der Bewegungssteuerung ist. Dieses ist vor allem auf Grund der vielen Kombinationsmöglichkeiten der Freiheitsgrade möglich. Diese Vielfallt wurde als Bewegungsvariabilität vorgestellt (Bernstein, 1967; Scholz & Schöner, 1999; Stergiou & Decker, 2011). Es wurde aufgezeigt, dass trotz variablem Erscheinungsbild spezifische Veränderungsmuster innerhalb repetitiver Bewegungsabläufe beobachtet werden können (Fuller et al., 2011). Dieses zeigt, dass der Körper mit einer Strategieänderung zum Beispiel die Ermüdung kompensiert, um die Genauigkeit bzw. Leistung aufrecht zu erhalten. Dies kann beispielsweise über eine erhöhte Bewegungsvariabilität erfolgen. Zudem besteht ein Zusammenspiel zwischen der Veränderung der Variabilität und Optimierungsmodellen. Optimierungsmodelle beschreiben einen Bewegungszustand und bilden so eine Steuerungsstrategie ab. Die berechneten Parameter sollen sich dann im Laufe einer Bewegungsaufgabe reduzieren, um zu einer Steigerung der Qualität der Bewegungsausführung beizutragen. Exemplarische Untersuchungen zeigten, dass zugunsten von Motivation oder anderen Einschränkungen diese Parameter der Optimierungsmodelle kein einheitliches Bild abgeben. Nach Wolpert und Landy (2012) geht es bei der Bewegungskontrolle grundsätzlich um Entscheidungen. Zum einen die Entscheidung darüber, was die motorische Handlung ist und zum anderen wie die Handlung ausgeführt wird. Als Optimierungsmodell wurde hier im Speziellen die Minimierung des Rucks vorgestellt. Der Ruck gilt als Metrik für die Qualität der Bewegungskoordination. Dieses zeigt sich, vor allem in Untersuchungen, in denen erfahrene mit unerfahrenen Probanden verglichen wurden. Zudem ist der Ruck, sobald eine Bewegung gelernt wurde, sensibel für Einflussfaktoren, wie Ermüdung, Emotionen und Schmerzen. Aufgrund der Zusammenhänge zwischen diesen Einflussfaktoren und der Anstrengung (siehe Kapitel 2.3), lassen diese Forschungsergebnisse den Rückschluss zu, dass ebenfalls eine Sensibilität des Rucks gegenüber der Anstrengung besteht. Dieser Rückschluss kann insbesondere durch die Beschreibung des Rucks über das zweite Newtonsche Gesetz bekräftigt werden. Im folgenden Kapitel werden die Forschungsfragen dieser Arbeit, welche sich aus der Theorie ergeben, dargestellt.

4 Beschreibung und Motivation des Forschungsvorgehens

Basierend auf den dargestellten Hintergründen zu der Wahrnehmung der Anstrengung sowie der Bewegungsqualität (BQ) und -variabilität (BV), liegt der Fokus der vorliegenden Arbeit primär auf der Untersuchung der zugrundeliegenden Zusammenhänge. Hauptsächlich wird die Qualität der Bewegungsausführung, operationalisiert über den Ruck, dazu verwendet werden, um Aussagen über die Anstrengung bei repetitiven Tätigkeiten zu treffen. Dabei findet die Bewegungsvariabilität Berücksichtigung, um sowohl die Variabilitätskosten als auch die Aufwandskosten zu beschreiben (O'Sullivan et al., 2009). Innerhalb des kinematisch betrachteten menschlichen Zustands werden Bewegungsmuster gesucht, die den Zustand der Anstrengung beschreiben. Aufgrund der Definition des Rucks über die Ableitung der Beschleunigung und die Gültigkeit des zweiten Newtonschen Gesetzes kann der Ruck theoretisch zur Beschreibung der Anstrengung herangezogen werden. Ein hoher oder häufig wechselnder Ruck während einer Bewegungsaufgabe kann demnach mit einem erhöhten oder steigenden Anstrengungsgefühl in Zusammenhang gebracht werden. Die Parameter der Bewegungsvariabilität werden genutzt, um, entsprechend der Theorie der unkontrollierten Mannigfaltigkeit (Scholz & Schöner, 1999), Segmente zu kennzeichnen, die in der Bewegungsaufgabe stabilisiert bzw. am meisten vom motorischen System kontrolliert werden und demnach für die Bewegungsausführung wichtig sind. Das Hauptziel ist es, eine Methode für repetitive Tätigkeiten zu entwickeln, mit der die wahrgenommene Anstrengung durch den Einsatz eines Inertialsystems modelliert werden kann. Dieses Ziel wird in die folgende Forschungsfrage überführt:

Kann die Bewegungsqualität und -variabilität zur Identifikation eines erhöhten Anstrengungsempfindens bei repetitiven Tätigkeiten herangezogen werden?

Zur Beantwortung dieser Forschungsfrage werden zwei aufeinander aufbauende Experimente konzipiert. Für die Validierung der Methode werden Daten aus einer standardisierten Bewegungsaufgabe verwendet. Im letzten Schritt

werden die Daten auf eine anwendungsnahe Tätigkeit übertragen. Diese Aufgabe besteht aus frei wählbarem Bewegungsverhalten, ähnlich einer Felduntersuchung. Die Untersuchungen und deren Fragestellungen werden nachfolgend kurz für einen Überblick skizziert:

Bei dem **Experiment I** handelt es sich um eine computergestützte repetitive Bewegungsaufgabe. Die Aufgabe besteht aus zwei Bedingungen, die wiederum in drei kleinere Einheiten gegliedert sind. Beide Aufgabenbedingungen bestehen aus Punktanordnungen, die von den Probanden auf einem Touchscreen Monitor angetippt werden. Eine der Punktanordnungen beinhaltet ein immer wiederkehrendes Muster, während die andere kein Muster, sondern eine randomisierte Anordnung enthält. Die Aufgabenteile beinhalten einen Teil mit einer induzierten Belastung, die durch eine Überkopfausführung der Aufgabe dargestellt wird. Das Hauptziel dieses Experimentes ist es, eine Veränderung der Bewegungsqualität als Indikator einer erhöhten Anstrengung zu identifizieren. Um dieses Ziel zu erreichen wird eine Sensitivitätsmatrix aus Parametern der Bewegungsvariabilität und Bewegungsqualität gebildet. Anhand dieser Matrix wird überprüft, ob die Ausprägungen der Parameter Probanden, die wenig ermüdet und ermüdet sowie wenig angestrengt und angestrengt waren, differenzieren können. Diese analysierten Parameter oder Merkmale ergeben den Merkmalsraum, der in Experiment II zum Musterabgleich herangezogen wird (siehe Abbildung 4.1). Die folgende Fragestellung wird mit dem Experiment I beantwortet:

Können die Ausprägungen der Parameter der Bewegungsqualität und –variabilität Probanden mit erhöhter Anstrengung/Ermüdung von niedriger Anstrengung/Ermüdung differenzieren?

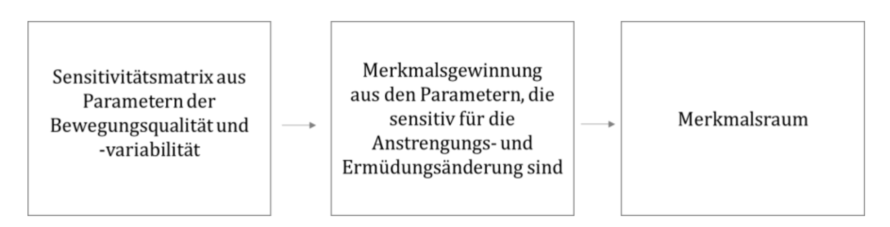


Abbildung 4.1: Schematisches Vorgehen der Analyse von Experimt I

Das **Experiment II** baut auf den ersten Untersuchungen auf. Die Aufgabe besteht ebenfalls aus repetitiven Punkt-zu-Punkt Bewegungen. Ziel dieser Studie ist die Abschätzung von individuellen Zeitpunkten, ab denen eine erhöhte Anstrengung empfunden wird. Dementsprechend beantwortet diese Untersuchung folgende Fragestellung:

Kann ein Zeitpunkt erhöhter Anstrengung (ZEA) anhand der Parameter der Bewegungsqualität und –variabilität identifiziert werden?

Um Bewegungsmuster zu finden wird ein Strategieerfassungsprotokoll für jeden Probanden angelegt, welches anschließend innerhalb der Stichprobe verglichen wird, um ein Anstrengungsmuster im Bewegungsverhalten zu identifizieren (Abbildung 4.2). Dieses wird anhand eines Musterabgleichs vorgenommen (Ernst, Schmidt & Beneken, 2016, S. 474; Weicker, 2015, S. 48).



Abbildung 4.2: Schematisches Vorgehen der Analyse von Experimten II

Das **Experiment III** stellt die Übertragung der Methode auf einen Anwendungsbereich dar. Dieser Anwendungsfall enthält eine Tätigkeit mit einem handgeführten, elektrischen Werkzeug, welches repetitive Bewegungsmuster zur Durchführung erfordert. Diese Übertragung findet anhand einer kleinen Stichprobe statt, um herauszustellen, welche Rückschlüsse mit den Verfahren bei realen Anwendungen getroffen werden können.

5 Experiment I

Das Ziel des ersten Experimentes ist es, eine Sensitivitätsmatrix des motorischen Verhaltens bei repetitiven Tätigkeiten am Beispiel einer Punkt-zu-Punkt Bewegung zu erstellen. Die Matrix beinhaltet Parameter die sowohl auf der Bewegungsqualität (BQ) als auch -variabilität (BV) basieren. Die Annahme ist, dass sich die Ausprägungen der Parameter bei erhöhtem Anstrengungs- und Ermüdungsgefühl verändern. Die Analyse beinhaltet somit nicht die Aufklärung von internen biologischen Ursachen, sondern sie beschreibt die Auswirkung. Die Parameter, die sensitiv für eine Anstrengungs- und Ermüdungsänderung sind, stellen einen Merkmalsraum dar. Dadurch, dass es in der Literatur kein einheitliches Vorgehen für die Merkmalsextraktion gibt, sondern problemspezifische Lösungen herangezogen werden, wird im Folgenden eine eigenständig entwickelte Herangehensweise verwendet. Die im Nachfolgenden definierten Fragestellungen dienen als Leitfaden für die Merkmalsextraktion. Im Anschluss daran werden der methodische Aufbau, die Ergebnisse und Diskussion des ersten Experiments dargestellt.

5.1 Fragestellungen Experiment I

Das Experiment I besteht aus zwei Aufgabentypen, Muster und Randomisierung, die sich in der Art der Repetition (der Rhythmik) der Bewegung unterscheiden. Ziel dieser Unterscheidung ist es, herauszufinden, ob es Parameter gibt, die sich nur für einen Aufgabentyp eignen. Aus diesem Grund werden die gleichen Fragestellungen je Versuchsteil adressiert und mit einem „M“ für den Aufgabenteil Muster sowie mit einem „R“ für die Aufgabe Randomisierung gekennzeichnet. Die Unterschiede der Aufgabenteile werden in Kapitel 5.2.2 näher erörtert. Als Hinweis sei an dieser Stelle noch gegeben, dass die BQ als logarithmische dimensionslose Berechnung des Rucks (LDLJ) von Hogan & Sternad (2009) angewendet wird. Die detaillierte Ausführung dazu wird in Ka-

pitel 5.2.4 beschrieben. Die Hypothesen beinhalten im Weiteren die Formulierung der Richtung der Annahme der Beantwortung der Fragestellung (Nulhypthese H0 oder Alternativhypothese H1), demensprechend wird auf die jeweils andere Richtung verzichtet.

Fragestellung 1: Sind die Parameter der BQ auf Stichprobenebene diagnostisch für die subjektiven Wahrnehmungen?

Eine direkte Korrelation der BQ mit der Anstrengung sowie mit der Ermüdung sind in der Literatur bisher nicht bekannt. Diese Zusammenhänge herauszufinden ist Ziel dieser Fragestellung. Ein mittelgroßer Effekt von $r > .50/-.50$ (Cohen, 1988 rezitiert in Bortz & Schuster, 2010, S. 109) könnte im Groben darauf hindeuten, dass die Rückmeldung des sensorischen Systems in der Beurteilung des Anstrengungs- oder Ermüdungsgefühls direkt berücksichtigt wird. Dieses wiederrum würde eine detailliertere Analyse der Parameter im Kontext der weiteren Fragestellungen bekräftigen. Zur Beantwortung dieser Fragestellung wird die folgende Hypothese aufgestellt (an dieser Stelle wird darauf hingewiesen, dass der LDLJ negativ skaliert ist und ein niedriger LDLJ somit eine schlechte BQ aussagt).

- M/R-H1-1: Es besteht ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem LDLJ und der Anstrengung oder der Ermüdung mit $r > -.50$. Je geringer die LDLJ Werte sind, desto höher ist die Anstrengung oder Ermüdung.

Fragestellung 2: Verändern sich die Parameter der BQ und BV im zeitlichen Verlauf der Versuchsteile?

Diese Fragestellung dient dazu, herauszufinden, ob sich auf der Stichprobenebene die Parameter im Verlauf der Aufgabe verändern. Hierzu werden die LDLJ- und BV-basierten Parameter vom Anfang der Aufgabe mit denen am Ende verglichen. Zhang et al. (2019) konnten in ihrer Untersuchung an Maurern Unterschiede feststellen (siehe Kapitel 5.2.2). Wenn sich Parameter identifizieren lassen, die sich im Verlauf signifikant verändern, könnten diese am Anstrengungsempfinden beteiligt sein. Aus diesem Grund wird die Differenz der Ausprägungen vom Anfang und Ende der Aufgabe herangezogen, um

dadurch die Anstrengung und Ermüdung zu erklären. Diese Fragestellung liefert weitere Indikatoren für Strategiewechsel, die sich in den LDLJ und BV Parametern zeigen und in Wechselwirkung mit der Anstrengung stehen. Folgende Hypothesen sollen innerhalb dieser Fragestellungen analysiert werden:

- M/R-H2-1: Es bestehen Unterschiede in den Ausprägungen der LDLJ- und BV-Parametern zwischen dem Beginn eines Versuchsteils und dessen Ende auf individueller Ebene.

- M/R-H3-1: Es besteht ein Zusammenhang zwischen den veränderten Parametern und der Anstrengung sowie Ermüdung.

Fragestellung 3: Gibt es Unterschiede in der BV zwischen den Körpersegmenten?

Untersuchungen über die BV zeigen, dass sich bestimmte Bewegungsmuster einstellen. So lassen sich nach dem Erlernen einer Tätigkeit Körperbereiche definieren, die vermehrt kontrolliert werden (siehe Kapitel 3.2). Mit dieser Fragestellung werden Bewegungsmuster herausgearbeitet, die typisch für diese Aufgabe sind. Es wird somit erwartet, dass es Segmente gibt, die eine geringere BV aufweisen. Die folgende Hypothese soll zur Beantwortung der Fragestellung überprüft werden:

- M/R-H4-1: Es liegen signifikante Unterschiede in der BV zwischen den Segmenten vor.

Fragestellung 4: Können Anstrengungs- oder Ermüdungsgruppen von Probanden anhand von Parametern der BV und BQ differenziert werden?

Diese Fragestellung adressiert die Differenzierung von Gruppen von Probanden basierend auf den LDLJ- und BV-basierten Parametern. Parameter, die diese Gruppen unterscheiden, können als sensitiv für die Ermüdung und/oder Anstrengung angesehen werden. Die identifizierten Parameter stellen die beschreibenden Merkmale der Veränderungen dar.

- M/R-H5-1: Die Anstrengung oder die Ermüdung der Probanden können durch BV- und LDLJ-basierte Parameter signifikant differenziert werden.

- M/R-H6-1: Es können Parameter identifiziert werden, die die Anstrengung oder die Ermüdung unabhängig voneinander signifikant differenzieren.

5.2 Methodisches Vorgehen

Zur Erklärung des Bewegungsverhaltens wird sich diese Untersuchung auf eine einfache dreidimensionale Bewegung der dominanten oberen Extremität beschränken. Für die Beantwortung der Fragestellungen werden kinematische Daten, Leistungsdaten und die subjektiven Angaben der Aufgabenbeanspruchung und Ermüdung erfasst. Im Folgenden werden die Aufgabe und die Erhebungsinstrumente erläutert.

5.2.1 Versuchsaufbau

Als Bewegungsaufgabe wird eine einfache Punkt-zu-Punkt Bewegung gewählt, die exemplarisch für jede zielgerichtete Bewegung, wie das Greifen eines Objektes, steht (Hogan & Sternad, 2007). Es werden zwei Aufgaben ausgeführt, die sich scheinbar sehr ähnlich sind, sich aber im Charakter der Bewegung stark unterscheiden. Aus diesem Grund werden diese separat ausgewertet und diskutiert (Kapitel 5.3 und 5.4).

Als Punktobjekte werden ein roter und ein grüner Kreis mit Durchmessern von jeweils 1,5 cm verwendet. Die Größe wurde im Vorfeld so gewählt, dass der Punkt groß genug für eine durchschnittliche Fingerkuppe (DIN 33402-2:2005-12S. 51) ist, aber dennoch eine gewisse Zielgenauigkeit erforderlich ist, um diesen zu treffen. Eine Punkt-zu-Punkt Bewegung hat durch das Erreichen des Punktes ein eindeutig identifizierbares Ende einer Bewegung. Diese Art der Bewegungen wird als diskret definiert, da zwischen den Bewegungen ein Intervall ohne Bewegung existiert, welches per Definition auch infinitesimal

klein sein darf. Aus diesem Grund werden aus mathematischer Sicht diese Bewegungen als diskret bezeichnet. Im Gegensatz dazu stehen rhythmische Bewegungen, die kontinuierlich und periodisch sind (Hogan & Sternad, 2007). In dieser Studie werden zwei Unterformen dieser Definitionen untersucht. Die Wahl dieser zwei Aufgabentypen erfolgt, da rhythmische Bewegungen von sich aus eine höhere Bewegungsglätte und somit eine höhere BQ aufweisen. Damit diese Unterschiede beachtet werden können, wird eine Aufgabe mit und eine mit geringerer Rhythmik gewählt. Die erste Form besteht aus wiederkehrenden rhythmischen Episoden innerhalb diskreter Sequenzen. Die Folge der Punkte ist so angeordnet, dass acht Punkte in Form eines Kreises um einen Mittelpunkt angeordnet sind (siehe Abbildung 5.1). Die Bewegung erfolgt immer im gleichen Rhythmus: von einem außen liegenden Punkt wird zum Punkt in der Mitte bewegt und umgekehrt (Aufgabenteil 1: Muster).

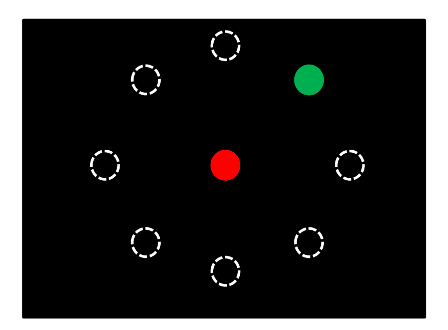


Abbildung 5.1: Darstellung des Aufgabenteils Muster

Die Musteraufgabe ist so ausgelegt, dass jeder Proband die Aufgabe aus der gleichen Armhaltung heraus beginnt. In diesem Fall ist der Ausgangspunkt der Punkt in der Mitte des Kreises. Von dort aus gibt es acht Ziele, die erreicht werden müssen. Von diesem Ziel aus muss der gleiche Weg zum Ausgangspunkt zurückgenommen werden. Die Ziele erscheinen immer in der gleichen Reihenfolge auf dem Touchscreen, allerdings soll die Reihenfolge nicht sofort identifizierbar sein, um eine schnelle Automatisierung im Lernverhalten zu vermeiden. Die Bewegungsaufgabe ist so aufgebaut, dass von einem roten

Punkt ausgehend zu einem in grüner Farbe erscheinenden Punkt getippt wird. Sobald der grüne Punkt angetippt wird, änderte sich dessen Farbe zu Rot und ein neuer grüner Punkt erscheint auf dem Bildschirm. Der bereits getippte Punkt erlischt in der Folge. Der nächste Punkt erscheint im Kreisverlauf in einem Winkel von 135°. Abbildung 5.2 stellt diesen Ablauf exemplarisch von drei Punkten dar. Ein Versuchsdurchlauf besteht aus 192 nacheinander anzusteuernden Punkten. Dieses wird für die Analyse in kleinere Einheiten zusammengeführt, so dass insgesamt zwölf Achtecke mit jeweils 16 Punkt-zu-Punkt Bewegungen zusammengefasst werden.

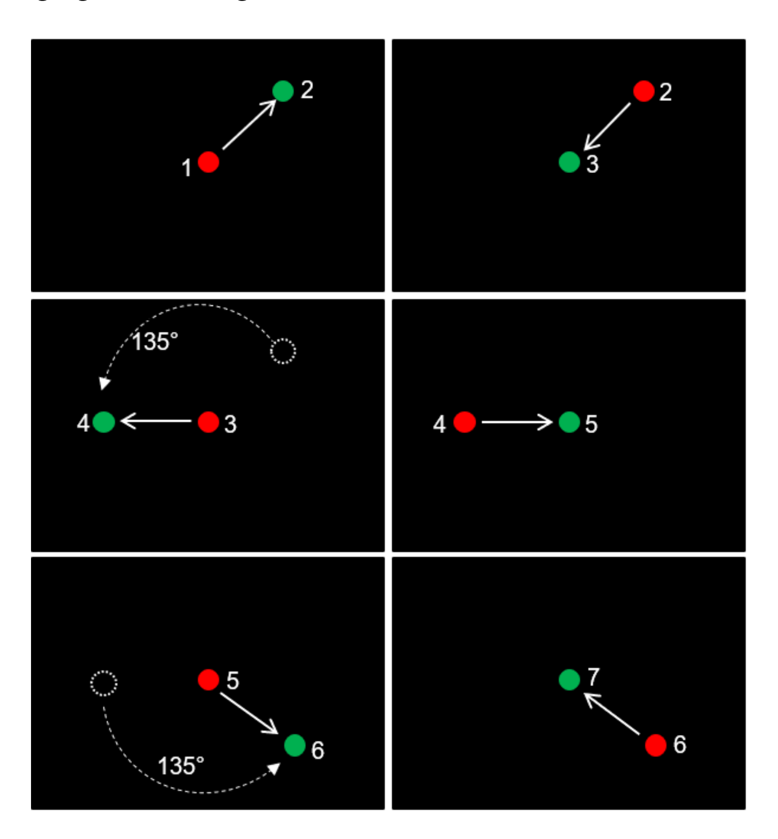


Abbildung 5.2: Ablauf des Aufgabenteils Muster

In der zweiten Aufgabe folgt die Punkt-zu-Punkt Anordnung keiner rhythmischen Anordnung, sondern einer randomisierten Folge (Aufgabenteil 2: Randomisierung). Hier kann von einer Quasiwiederholung gesprochen werden, da die Bewegungen nicht in gleichen periodischen Episoden auftreten, aber die Bewegungen dennoch einer wiederkehrenden Abfolge entsprechen (Hogan & Sternad, 2007). Für diese Bedingung wurden im Vorfeld einmalig die Koordinaten für die 192 Punkte randomisiert, sodass für den Probanden kein Muster erkennbar ist. Durch die vorgenommene Art der Randomisierung bleiben die Aufgaben dennoch vergleichbar.

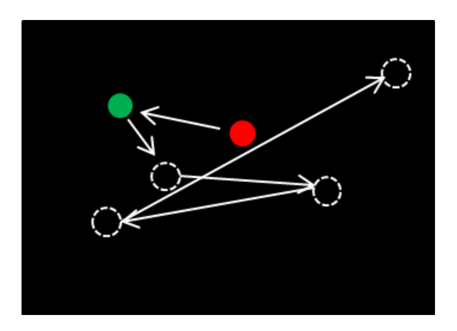


Abbildung 5.3: Darstellung des Aufgabenteils Randomisierung

Beide Punkt-zu-Punkt Aufgaben wurden in C++ über das Visual Studio Framework realisiert. Und über einen kapazitiven 27‘‘ Touchscreen Bildschirm des Herstellers iiyama (ProLite T2735MSC-B2) präsentiert. Die Kontaktzeiten mit dem Finger und dem Bildschirm werden direkt über das in C++ geschrieben Programm der Punkt-zu-Punkt Aufgaben mit 60 Hz aufgezeichnet. Wenn der Proband neben den Punkt tippt, wird dieses als Fehler gewertet. Sobald ein Proband einen Punkt antippt, wird zudem ein Phasenwechsel in einem digitalen Rechtecksignal an das verwendete Motion Capture System gesendet, welches einen Marker aufzeichnet, sodass eine spätere zeitliche Synchronisierung der zwei Messsysteme vorgenommen werden kann.

Zur Erhebung der Bewegungsdaten wird das myoMotionTM 680 Inertialsystem der Firma Noraxon verwendet. Dieses System besteht aus mehreren inertialen Messeinheiten (IMU), die jeweils aus einen 3D-Gyroskop, 3D-Beschleunigungsmesser und einem 3D-Magnetometer zusammengesetzt sind. Die Sensorwinkelorientierung wird innerhalb der Messeinheit mit Hilfe eines Fusionsalgorithmus (Kalman-Filter) berechnet und über ein Funkmodul an den PC und an die Analysesoftware myoMotionTM (MR3) von Noraxon übertragen. Die Reichweite der Übertragung beträgt maximal 30 Meter. Die Messeinheiten haben eine jeweilige Größe von 36,6 mm x 52,0 mm x 18,1 mm (L x B x H) und ein Gewicht von 34 g. Die Sensoren werden über angepasste Gurte an den Körper angelegt. Für ein vollständiges Menschmodell werden mindestens 16 Sensoren benötigt. In diesem Experiment findet ein verändertes Menschmodell Anwendung, welches aus den oberen Extremitäten, dem Kopf sowie dem oberen und unteren Thorax besteht. Aus diesem Grund werden nur neun Sensoren benötigt (Abbildung 5.4).

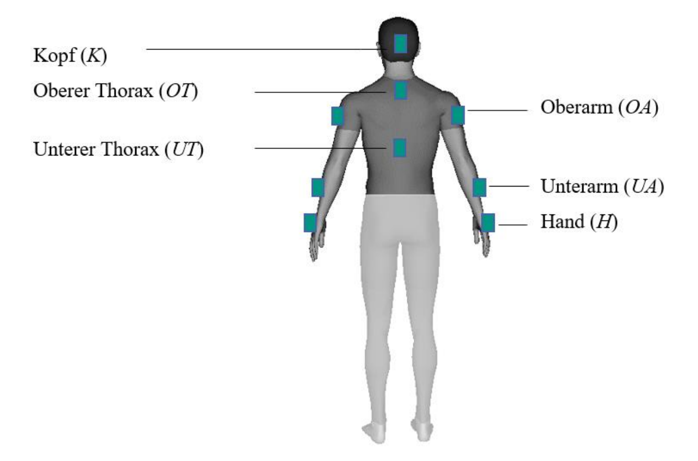


Abbildung 5.4: Angelegte Sensoren (myoMotionTM 680 Inertialsystem)

Unabhängig davon, ob der Proband die rechte oder linke obere Extremität präferiert einsetzt, werden immer beide Seiten angelegt. Die Winkel, die aus dem Gyroskop innerhalb der Software umgerechnet werden, beziehen sich auf die

Gelenkpartie, die sich zwischen zwei Sensoren befindet. Dementsprechend werden die Winkeldaten der Halswirbelsäule (*HWS*), der Brustwirbelsäule (*BWS*), des Schultergelenkes (*SG*), des Ellenbogengelenkes (*EB*) und des Handgelenkes (*HG*) erhoben. Die Aufnahmefrequenz der Bewegungsdaten beträgt 100 Hz. Für eine detaillierte Beschreibung der Sensoren wird auf das Handbuch des Herstellers Noraxon verwiesen.

Die subjektive Aufgabenbelastung wird mit dem in Kapitel 2.1.2 bereits beschriebenen, NASA-TLX von Hart und Staveland (1988) vorgenommen. Der Fragebogen dient zum einen dazu, die Beanspruchung der einzelnen Probanden zu identifizieren und zum anderen lediglich das Anstrengungsitem für die weitere Analyse zu nutzen. Zusätzlich wurde ein separates Item für die Ermüdung abgefragt. Als Ausgangsgröße des Gemütszustandes wurde zu Beginn erfasst, wie erholt und leistungsfähig sich die Probanden fühlen.

5.2.2 Versuchsdurchführung

Die Probanden werden eingangs über den Inhalt der Untersuchung informiert und es wird eine Einverständniserklärung ausgefüllt. Anschließend erfolgt die Aufnahme ausgewählter soziodemografischer Daten (Alter, Geschlecht) und Körpermaße (Körpergröße, Gewicht) der Probanden. Diese werden für das berechnete Menschmodell in der Motion Capture Software benötigt. Zusätzlich wird die Ellenbogenhöhe im Sitzen erfasst, um eine individuelle Höhe des Bildschirms an der Wand für den zweiten Versuchsteil (siehe Abbildung 5.5) zu bestimmen. Anschließend werden die Sensoren des Inertialsystems für die Datenerfassung angelegt und kalibriert. Im weiteren Vorgehen werden die Eingangsfragen zur Leistungsfähigkeit und des Erholungsempfindens gestellt und der Ablauf erläutert. Diese Eingangsfragen dienen der Überprüfung des startenden Leistungsniveaus der Probanden, um eine annähernde Startbedingung zu schaffen. Jeder Proband muss beide Aufgabenteile, Muster und Randomisierung, ausführen. Um Reihenfolgeneffekt zu kontrollieren, werden die Bedingungen randomisiert.

Die Musteraufgabe besteht aus drei Teilen, im ersten Versuchsteil (M1-Tisch) liegt der Bildschirm in einem 30° Winkel vor dem Probanden auf einem Tisch.

Dieser Teil dient zum Erlenen der Bewegungsabfolge. Im zweiten Versuchsteil (M2-Wand) wird eine Belastung für die dominierende obere Extremität induziert, indem der Bildschirm an die Wand gehängt wird und die Teilnehmer ihren Arm über die Schulterhorizontale anheben müssen, um die Aufgabe auszuführen. Im dritten Teil (M3-Tisch) liegt der Bildschirm wieder auf dem Tisch (Abbildung 5.5).

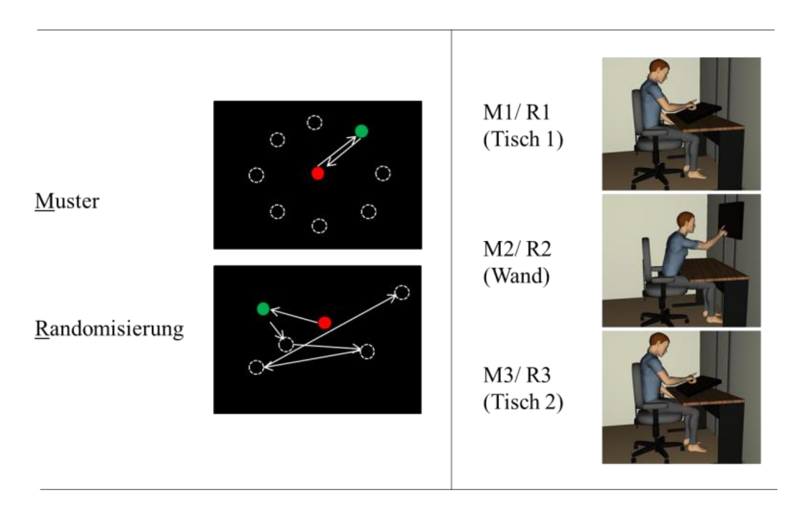


Abbildung 5.5: Versuchsdurchführung des ersten Experiments

Die randomisierte Aufgabe entspricht, wie oben beschrieben, keiner Musterfolge, ist aber für jede Bedingung und jeden Probanden identisch. Auch in dieser Aufgabe wird mit der Tischsituation gestartet (R1-Tisch). Danach wird der Bildschirm erhöht an die Wand gehängt, um eine belastende Bewegung im Arm zu induzieren (R2-Wand). Daran anschließend wird die Anfangsbedingung wiederholt, indem der Bildschirm auf den Tisch gestellt wird (R3-Tisch). Die nicht-dominante Hand soll mit der Handfläche nach oben auf den Oberschenkel abgelegt werden, damit keine kompensatorischen Stützeffekte auf der Seite auftreten können. Die Probanden werden zudem instruiert, dass sie diese Seite nicht bewegen sollen und der Rumpf darf sich nicht am Tisch oder an der Stuhllehne anlehnen. Ansonsten sind alle Bewegungen gestattet. Die Aufgabe

besteht darin, die 192 Punkte so schnell und so präzise wie möglich anzutippen. Nach jedem Versuchsteil wird der Fragebogen zur Aufgabenbeanspruchung und Ermüdung gereicht.

5.2.3 Datenanalyse

In die Datenanalyse flossen die subjektiven Wahrnehmungsbewertungen, die zeitliche Leistung und die kinematischen Daten aus dem IMU ein. Die einzelnen Auswertungsschritte, sowie Formeln werden in den nachfolgenden Kapiteln dargelegt.

5.2.3.1 Auswertung der subjektiven Datenerfassung

Der NASA-TLX (Anhang Abbildung A.1) besteht aus sechs Items, welche die Aufgabenbeanspruchung erfassen. In der ursprünglichen Form (Hart & Staveland, 1988) werden die einzelnen Items vom Probanden individuell gewichtet, so dass der Faktor, der für den Probanden am einflussreichsten ist auch anteilig mehr in den Gesamtwert eingeht. Verschiedene Diskussionen über die Schwierigkeit der Vergleichbarkeit haben dazu geführt, dass in zahlreichen Veröffentlichungen diese Gewichtung nicht stattfindet, sondern ein Durchschnittswert über die sechs ungewichteten Items gebildet wird (Vidulich & Wickens, 1986). Diese Berechnungsart wird in dieser Ausarbeitung vorgenommen. Die Items werden von den Probanden anhand einer Skala, die von „gering“ bis „hoch“ reicht (1 bis 20), bewertet. Die Frage nach der eigenen Leistungseinschätzung wurde zur Auswertung invertiert, da eine hohe Einschätzung positiv ist und so den Antworten der anderen Items entgegenstehen würde. Die Summe der Werte der Items geteilt durch die Anzahl der Items bezeichnet dann die wahrgenommene Aufgabenbeanspruchung (siehe (5.1).

$$NASA-TLX = \frac{1}{6} \times \sum_{k=1}^{6} NASA-TLX\ Item_k \tag{5.1}$$

Zusätzlich wird aus dem NASA-TLX Fragebogen ein Item, die Anstrengung, einzeln betrachtet. Dieses kann auch als modifizierte RPE betrachtet werden. Die im deutschsprachigen Raum verwendete RPE-Skala ist in der Abbildung

5.6 dargestellt. Abbiss et al. (2015) beschreiben, dass bei Verwendung von mehreren Skalen die Gefahr der Verwendung der originalen Skalen (überhaupt nicht anstrengend, extrem leicht, sehr leicht, etc.) darin besteht, dass diese auf die anderen verwendeten Skalen übertragen werden und zu Verzerrungen führen können. Aus diesem Grund können die zusätzlichen Beschreibungen zu den Werten bei der Befragung unter diesen Umständen weggelassen werden. Ebenso wird die Ermüdung (Anhang A.1) gesondert gewertet. Dieses begründet sich zum einen darin, dass zwar die Anstrengung und Ermüdung zusammenhängen, aber dennoch eigene Konstrukte der Wahrnehmung zu sein scheinen (siehe Kapitel 2.3).

6	Überhaupt nicht anstrengend	
7	Extrem leicht	
8		
9	Sehr leicht	
10		
11	Leicht	
12		
13	Etwas anstrengend	
14		
15	Anstrengend	schwer
16		
17	Sehr anstrengend	
18		
19	Extrem anstrengend	
20	Maximale Anstrengung	

Abbildung 5.6: RPE zur Überprüfung der Wahrnehmung der Anstrengung (Borg, 1998, 2004)

Für die Einteilung der Gruppen, die für die Beantwortung der Fragestellung 4 benötigt wird, werden die Bewertungen der wahrgenommenen Anstrengung sowie der Ermüdung verwendet. Sowohl die Anstrengung als auch die Ermüdung werden in Anlehnung an die Borg-Skala (Abbildung 5.6) jeweils in drei

Gruppen eingeteilt: niedrig (1 – 10), mittel (11 – 14) und hoch (15 – 20). Entsprechend dieser Zuordnung und Kombinationsmöglichkeit entstehen insgesamt neun Gruppen (Abbildung 5.7).

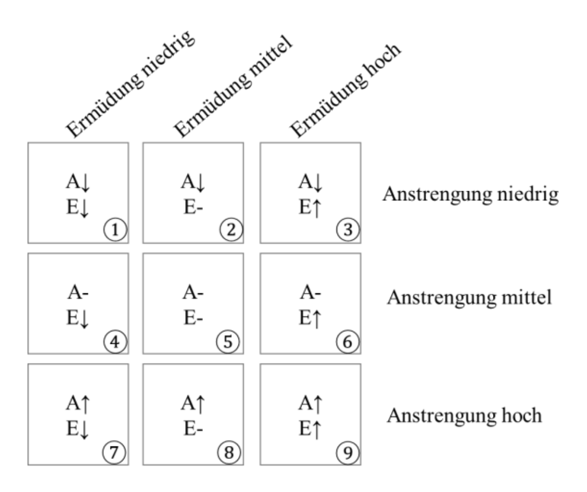


Abbildung 5.7: Schematische Darstellung der Gruppenbildung aus den Werten der wahrgenommenen Anstrengung und Ermüdung

5.2.3.2 Auswertung der Leistungsdaten

Die zeitlichen Leistungsdaten werden genutzt, um zu überprüfen, ob ein Lernen bei der Aufgabe stattgefunden hat. Als abhängige Variable wird hierbei die Bewegungszeit genutzt, welche der Dauer entspricht, die von einem Tippen auf einen Punkt bis zum nächsten Punkt benötigt wird. Dieses schließt die Verarbeitungszeit und die Reaktionszeit mit ein.

$$t_{Bewegung} = t_{Punkt\ k} - t_{Punkt\ k-1} | \ k \in [2; 192] \tag{5.2}$$

5.2.3.3 Auswertung der kinematischen Daten

Für die Auswertung der kinematischen Daten werden die Gelenkwinkel- und Körperschwerpunktdaten (Center of Mass, COM) von der MR3 Software berechnet und im weiteren Verlauf verwendet, um kinematische Parameter zu ermitteln. Für die Berechnung des COMs werden grundsätzlich alle Körpersegmente berücksichtigt. In dem vorliegenden Versuch wurden allerdings nicht alle Körpersegmente aufgezeichnet, sodass von dem System konstante Werte für die fehlenden Segmente eingesetzt wurden. Die Darstellung der COM-Analyse ist somit eher eine Abschätzung des Körperschwerpunktes, der sich aus dem Rumpf und der oberen Extremitäten ergibt. Das lokale Koordinatensystem des COMs ist so aufgebaut, wie in Abbildung 5.8 dargestellt. Die x-Achse stellt die Vertikalachse dar und läuft von oben nach unten durch den Körper. Die y-Achse bezieht sich auf die Bewegung von rechts nach links (Medio-Lateral-Achse), sowie die z-Achse auf Bewegung von vorne nach hinten (Anterior-Posterior-Achse). Die Bewegungen, die für die Auswertung relevant sind, sind in der Abbildung 5.9 dargestellt.

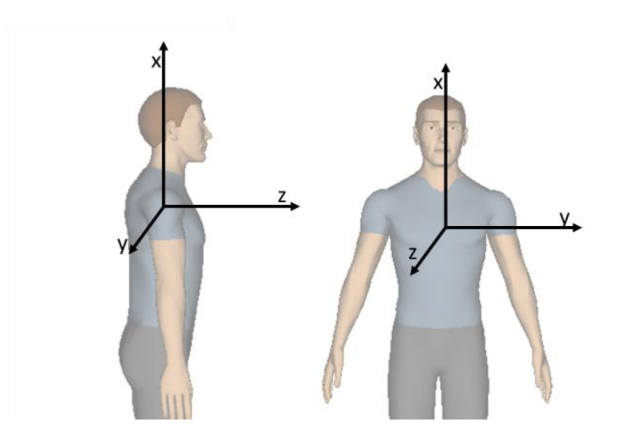


Abbildung 5.8: Schematische Darstellung der Achsenausrichtung des COMs

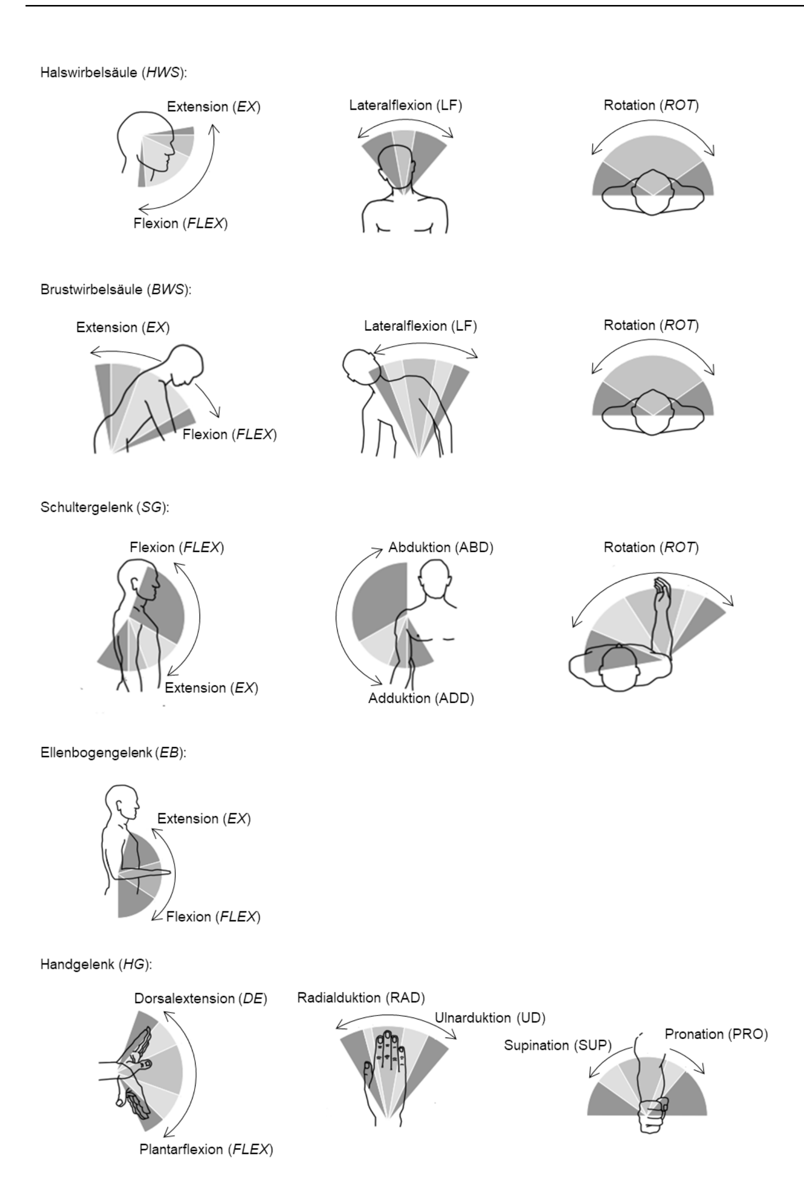


Abbildung 5.9: Bewegungsrichtungen der Hals- und der Brustwirbelsäule sowie des Schulter-, des Ellenbogen- und des Handgelenkes (; Steinberg, Liebers & Klußmann, 2014)

Für die Beschreibungen der Bewegungen der oberen Extremität im weiteren Verlauf gilt, dass sich die Angaben auf die Bewegungen der dominierenden Körperseite beziehen. Die Darstellung der Gelenkwinkel erfolgt nach der medizinischen definierten Neutral-Null Position. Das heißt, dass die Winkel nicht anhand eines Bogenmaßes dargestellt werden, sondern jeweils von der Null-Position in beide Richtungen der Achse mit einer „1“ oder „-1“ starten. Die Ausgabe des Beschleunigungssystems ist grundsätzlich nach dieser Ordnung angelegt, allerdings mit dem Unterschied, dass die Richtungen, in welche die Bewegung stattfindet, entweder im positiven oder negativen Bereich liegt. Sowohl die Datenaufbereitung als auch die Datenverarbeitung erfolgt mit eigenen erstellten Skripten oder mit implementierten Funktionen in Mathworks Matlab® R2018b. Da die Aufnahmefrequenzen der Aufgabensoftware und des Inertialsystems unterschiedlich sind, gibts es teilweise Verzögerungen des Markersignals. Aus diesem Grund werden im ersten Schritt alle Daten synchronisiert (Bewegungsdaten und Leistungsdaten), sodass ein einheitlicher Zeitstempel vorliegt. Zur Bereinigung von Aufnahme- und Bewegungsartefakten erfolgt im zweiten Schritt eine Datenfilterung. Dieses wird mit einem Tiefpassfilter durchgeführt. Da menschliche Bewegung eher im niederfrequenten Bereich bis ca. 10Hz liegen, können folglich alle Signalanteile, die sich darüber befinden, als Rauschen definiert werden (Gollhofer & Müller, 2009). Diese Filterung erfolgte mit einer in Matlab® implementierten Filterfunktion (filtfilt). Dabei handelt es sich um einen Butterworth Filter, der den Vorteil hat, dass ein Phasenverschieben durch eine Vorwärts- und Rückwärtsberechnung vermieden wird. Wie bei Jayaraman et al. (2015) wurde der Butterworth-Tiefpassfilter mit einer vierten Ordnung und einer Grenzfrequenz von 6Hz berechnet. Als nächstes wird die Normierung der Gelenkwinkeldaten durchgeführt. Dieses war notwendig, um eine Vergleichbarkeit zwischen den unterschiedlichen Bewegungsausmaßen der Gelenke und der unterschiedlichen Bewegungen zwischen den Versuchsteilen herzustellen. Hierzu wurde das Verfahren der Maximum-Minimum-Normalisierung angewendet:

$$\alpha_{neu} = \frac{\alpha - \alpha_{min}}{\alpha_{max} - \alpha_{min}} \tag{5.3}$$

Der Gelenkwinkel α wurde mit der maximalen und minimalen Gelenkwinkelausprägung in ein Verhältnis gesetzt. Der Bewegungsvektor wird dadurch

auf einen Wert zwischen 0 und 1 verkürzt. Die Richtung des Vektors bleibt erhalten. Der Vorteil dieses Verfahrens ist, dass die unterschiedlichen Grundlagen (Ausmaße der Gelenkwinkel) vergleichbar werden und die Standardabweichungen erhalten bleiben.

Die Berechnung der im Folgenden genannten Parameter bezieht sich auf alle fünf betrachteten Segmente (HWS, BWS, SG, EB und HG). Die Metriken der BV und BQ werden von jeder der 192 Punkt-zu-Punkt- Bewegung berechnet. Diese werden anschließend zu zwölf Episoden durch den Mittelwert μ zusammengefasst. Jeweils 16 Punkt-zu-Punkt-Bewegungen bilden eine Episode. Somit resultieren zwölf Werte pro Probanden ($\mu_{Episode\ k} \mid k \in [1; 12]$). Dieses wird sowohl für den Aufgabenteil 1 (Muster) als auch für den Aufgabenteil 2, der randomisierten Aufgabe, vorgenommen. Im Folgenden werden die Parameterberechnungen für die BV und BQ dargestellt. Ergänzend dazu werden im Anschluss die Metriken für die Ermüdungsanzeichen nach Fuller et al. (2011) beschrieben, die für die Überprüfung der Ermüdung herangezogen werden.

Parameterberechnung der BV: Zur Bestimmung der BV wird in der Literatur die Standardabweichung vorgeschlagen (Madeleine, 2010) und auch in dieser Ausarbeitung angewendet. Aus der berechneten BV werden zwei Parameter berechnet, die Veränderungen der BV über die Aufgabenzeit charakterisieren. Dieses ist zum einen der Steigungstrend und der Variationskoeffizient (*coefficient of variation*, CV). Ersterer ist ein Indikator für eine Zunahme oder Abnahme der BV im zeitlichen Verlauf eines Versuchsteils. Dazu wird eine Polynomfunktion 1. Ordnung (Trendlinie) mit der Steigung m (folgend *BV-ST*) über die zwölf Episoden gebildet:

$$BV_k = m \times k + n$$
$$\dot{BV}_k = m = BV\text{-}ST \tag{5.4}$$

Der CV-Wert entspricht einer normalisierten Schwankung der BV einzelner Segmente über die Zeit. Er ergibt sich gemäß der Formel 5.5, indem die Standardabweichung (σ) durch den Absolutwert des Mittelwerts (μ) geteilt wird (Ancillao, Savastano, Galli & Albertini, 2017; Madeleine & Madsen, 2009; Madeleine, 2010; O'Sullivan et al., 2009). Ein CV $\leq$ 0.3 bedeutet, dass die BV

eher beständig ist und wenig bis gar nicht schwank. CV-Werte über 0.3 deuten einen weniger stabilen Wert an.

$$\mathrm{CV} = \frac{\sigma}{|\mu|} \tag{5.5}$$

Gegenüber der herkömmlichen Verwendung der Standardabweichung bietet der CV-Wert (folgend *BV-CV*) Vorteile hinsichtlich potentieller Verzerrungen resultierend aus Mittelwertsunterschieden. Dies ist insbesondere dann relevant, wenn Probanden oder Segmente verglichen werden sollen, die unterschiedliche Niveaus der BV aufweisen können.

Parameterberechnung der BQ: Wie bereits beschrieben wird die BQ über den Ruck bestimmt. Grundsätzlich stehen für die Berechnung des Rucks in der Literatur mehrere Möglichkeiten zur Verfügung. Im Grunde basiert die Analyse der Bewegungsglätte ausschließlich auf der Kinematik der ausführenden Bewegung und ist unabhängig von dynamischen Parametern (Flash & Hogan, 1985; Harris & Wolpert, 1998; Wolpert, Ghahramani & Jordan, 1995). Entweder kann der Ruck (*Jerk*) über die dreifache Ableitung der Segmentpositionen, oder über die Ableitung der Beschleunigung berechnet werden (Rosenbaum, Loukopoulos, Meulenbroek, Vaughan & Engelbrecht, 1995). Neuere Ansätze stellen dimensionslose Analysen vor, die robuster gegenüber Störeinflüssen vom Messsystem oder Bewegungsartefakten sein sollen (Balasubramanian et al., 2012; Balasubramanian et al., 2015; Hogan & Sternad, 2009). Für die Berechnung des Rucks wurde der logarithmische dimensionslose Ruck (LDLJ) nach Hogan & Sternad (2009) angewendet, der auch als ein gültiges Maß für die Bewegungsglätte bezeichnet wird und in mehreren Studien eingesetzt wurde (Balasubramanian et al., 2015). Im ersten Schritt erfolgt die Berechnung des dimensionslosen Rucks (DLJ). Dabei wird die Ableitung der Beschleunigung in ein Verhältnis zur maximalen Geschwindigkeit gesetzt (siehe Formel (5.6).

$$DLJ = -\frac{(t_2 - t_1)^5}{v_{peak}^2} \int_{t_1}^{t_2} \left| \frac{d^2 v(t)}{dt^2} \right|^2 dt \tag{5.6}$$

Die Bewegungsgeschwindigkeit ist $v(t)$ und t die Zeit. Die Anfangszeit wird als t_1 und die Endzeit der Bewegung als t_2 dargestellt. v_{peak} bildet die maximale

Geschwindigkeit ab. Nach Hogan und Sternad (2009) fehlt dem einfachen dimensionslosen Ruck (DLJ) die physiologische Empfindlichkeit, was mit Hilfe der natürlichen logarithmischen Funktion ausgeglichen werden soll. Aus diesem Grund wird der DLJ logarithmisch verrechnet. Dieser wird im negativen Wertebereich dargestellt. Wäre dieses nicht so, so würde ein hoher positiver Wert eine geringere BQ darstellen und so zu Schwierigkeiten in der Interpretation der Daten führen.

$$LDLJ = -ln|DLJ| \tag{5.7}$$

Der LDLJ wird, wie die BV, anhand der resultierenden Bewegungsvektoren der fünf betrachteten Segmente berechnet. Da ein Bewegungsverlauf nicht statisch ist, wird explizit die Veränderung des LDLJs über die Zeit berücksichtigt. Aus diesem Grund wird für die zeitliche Betrachtung des LDLJ die Steigung m (folgend *LDLJ-ST*) einer Polynomfunktion 1. Ordnung entsprechend Formel (5.12 berechnet. Für die Veränderungsrate des LDLJs über die Zeit wird gemäß der Formel (5.5 der CV-Wert des LDLJs berechnet (folgend *LDLJ-CV*). Zusätzlich zu dem Verlauf werden die Peaks mit einem besonders hohen LDLJ aus dem Signal extrahiert, da diese Peaks *j* aufgrund der direkten Relation des LDLJ zur Beschleunigung einen Zeitpunkt besonders hohen Energieaufwands repräsentieren. Diese Ereignisse *j* werden mithilfe eines Schwellenwertes gemäß der nachstehenden Bedingung (5.8) identifiziert:

$$x_j < \bar{x} - \sigma \tag{5.8}$$

Basierend auf den identifizierten Peaks j und deren Auftrittszeitpunkten t_j werden verschiedene Parameter berechnet, die zur Charakterisierung des LDLJs in dieser Studie herangezogen werden. Die mittlere Amplitude der Gesamtanzahl an Peaks *J* (folgend *LDLJ-MW-AMP*) wird nach Formel (5.9 berechnet und über die direkte Relation zur Höhe des Energieverbrauchs zur Beschreibung der Anstrengung herangezogen.

$$\bar{\bar{x}} = \frac{1}{J} \times \sum_{j=1}^{J} |\hat{x}_j - \bar{x}| \tag{5.9}$$

Zusätzlich wird die Steigung m (folgend *LDLJ-ST-AMP*) einer Polynomfunktion 1. Ordnung über die einzelnen Amplitudenwerte $\hat{x}_j$ der Peaks *j* entsprechend Formel (5.12 berechnet. Durch diesen Parameter kann dargestellt werden, inwieweit die Amplitude und damit der Energiebedarf zu den ermittelten Zeitpunkten über die Dauer des Versuchsteils steigen oder sinken. Zusätzlich wird die Frequenz des Auftretens der Peaks *J* über die Gesamtdauer *T* nach der folgenden Formel (5.10 berechnet.

$$f_j = \frac{J}{T} \tag{5.10}$$

Hintergrund der Berechnung ist ebenfalls die Abbildung eines erhöhten Energiebedarfs bei einer höheren Frequenz f_j (folgend *LDLJ-FREQ*), demnach kürzeren Abständen der Peaks j. Als letzter Parameter zur Charakterisierung des *LDLJ*s wird die Steigung m gemäß Formel (5.12 über die zeitlichen Abstände der Peaks t_j berechnet (folgend *LDLJ-ST-ABST*), um abzubilden, inwieweit die Frequenz f_j der Peaks *j* im zeitlichen Verlauf zu- oder abnimmt. Die zeitlichen Abstände werden mit der nachfolgenden Formel (5.11 bestimmt.

$$t_j = t_j - t_{j-1} \mid j \in [1; J] \tag{5.11}$$

Tabelle 1 gibt einen Überblick über die berechneten Parameter, die in der weiteren Analyse verwendet werden:

Tabelle 1: Überblick über die verwendeten Parameter

Kurzbezeichnung	**Beschreibung**
BV-ST	Steigung der BV
BV-CV	Variationskoeffizient der BV
LDLJ-MW	Mittelwert des LDLJs
LDLJ-ST	Steigung des LDLJs
LDLJ-CV	Variationskoeffizient des LDLJs
LDLJ-MW-AMP	Mittelwert der Peaks des LDLJs
LDLJ-ST-AMP	Steigung der Peaks des LDLJs
LDLJ-FREQ	Frequenz der Peaks des LDLJs
LDLJ-ST-ABST	Steigung der zeitlichen Abstände der Peaks des LDLJs

Für den kinematischen Nachweis einer eingetretenen Ermüdung werden die Daten nach Fuller et al. (2011) wie in Kapitel 3.3.1 beschrieben, analysiert. Die einzelnen Auswertungsschritte werden im Folgenden dargestellt.

Schulterabduktionswinkel: Die Schulterabduktion ist das seitliche Abheben des Oberarmes, wenn der Arm seitlich am Körper anliegt. Nach Fuller et al. (2011) werden die Amplituden der Gelenkwinkel bei einer Ermüdung geringer. Analog der Formel (5.12 wird anhand der Winkeldaten eine Polynomfunktion 1. Ordnung (Trendlinie) mit der Steigung m gebildet (Gleichung 5.12). Der Steigungswert gibt die Information, ob der Trend des Bewegungsverlaufs eher steigend oder sinkend ist.

$$\alpha_k = m \times k + n \qquad (5.12)$$
$$\dot{\alpha}_k = m$$

Bewegungsachse des COMs: Für diese Analyse wird zunächst das Bewegungsausmaß innerhalb einer Punkt-zu-Punkt Bewegung (in cm) in den einzelnen Achsen erfasst. Im zweiten Schritt wird die Geschwindigkeit der Bewegung ermittelt, um zu beurteilen, wie ruhig oder schnell sich die Bewegung innerhalb der Achse ausprägt.

Distales und proximales Bewegungsverhalten: Das dritte Merkmal besteht aus der Beobachtung, dass die BV der distalen Gelenke sich verringert und die Variabilität der proximalen Strukturen sich erhöht (Fuller et al., 2011). Die proximale Veränderung der BV erfolgt, wie bei Fuller et al. (2011) anhand der Abduktion-Adduktion des Schultergelenkes. Für die distale Ausprägung werden die drei Bewegungsrichtungen des Handgelenkes betrachtet. Es wird zum einen überprüft, ob sich ein Sinken oder Steigen beobachten lässt und zum anderen wird das Steigungsverhalten gegen Null getestet, um herauszustellen, ob sich die BV im zeitlichen Verlauf signifikant ändert.

5.2.4 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgt mit IBM® SPSS® Statistics Dateneditor 25. Das festgelegte Signifikanzniveau weist ein α-Niveau von .05 auf. Die dargestellten Fehlerbalken in dem nachfolgenden Ergebnis-Kapitel stellen das 95

% Konfidenzintervall des Mittelwertes dar. Dieses wird aufgrund des messwiederholten Versuchsdesigns nach Cousineau (2005) berechnet. Als Maßgabe für die statistische Schreibweise folgt diese Arbeit der Notation der Deutschen Gesellschaft für Psychologie. Das bedeutet, dass eine Null vor dem Komma angegeben wird, wenn der Zahlenwert größer als Null werden kann. Bei statistischen Größen, bei denen dieses eingeschränkt ist, entfällt die Null. Die Nachkommastellen werden auf zwei Stellen gerundet und angegeben, außer bei der Angabe der Wahrscheinlichkeiten. In erster Linie werden in den folgenden Auswertungen Unterschiedsbetrachtungen oder Zusammenhangsanalysen durchgeführt. Wenn die Voraussetzungen für parametrische Testverfahren nicht erfüllt sein sollten (Bortz & Schuster, 2010, S. 212–214; Field, 2013, S. 214), wird für die Analyse von Unterschieden der Kruskal - Wallis-Test oder der Friedman-Test anstelle der Varianzanalyse angewendet. Der Kruskal-Wallis-Test wird verwendet, wenn die zu vergleichenden Gruppen aus unterschiedlichen Probanden bestehen. Gruppen aus Datensätzen gleicher Probanden werden mit dem Friedman-Test auf Unterschiede untersucht (Field, 2013, S. 914). Der Wilcoxon-Rangsummen-Test (unabhängige Stichprobe) und der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test (abhängige Stichprobe) ersetzen bei nicht Erfüllung der Voraussetzungen für parametrische Tests den t-Test. Für die Analyse von Zusammenhängen wird der Korrelationskoeffizient nach Pearson aufgrund seiner Robustheit für beide Voraussetzungen verwendet (Field, 2013, S. 286).

5.2.5 Stichprobe

An der Studie nahmen insgesamt $N = 36$ Probanden teil. Von den Teilnehmern sind 24 männlich und 12 weiblich. Die Probanden kommen überwiegend aus dem universitären Kontext. Das mittlere Alter liegt bei $MW_{\text{Alter}} = 26.95$ ($SD_{\text{Alter}} = 7.54$). Unter ihnen sind 29 Personen, die die rechte Hand präferiert einsetzen und sieben Probanden, die mit der linken Hand die Tätigkeiten ausführen.

5.3 Aufgabenteil 1: Muster

Für die Beantwortung der Forschungsfragen des ersten Experiments sind einige Voraussetzungen zu prüfen. Zum einem wird das Erlernen der Bewegungsabläufe und zum anderen das Eintreten einer Ermüdung bei den Probanden geprüft. Zum ersteren kann aus der Literatur entnommen werden, dass die BQ erst nach dem Erlernen einer Aufgabe zur Identifizierung von Gemütsausprägungen Anwendung finden könne (Zhang et al., 2019). Aus diesem Grund wird im ersten Schritt überprüft, ob im ersten Versuchsteil M1-Tisch die Bewegung erlernt wurde bzw. die Probanden eine Strategie entwickelt haben, wie sie die Aufgabenanforderungen erfüllen können. Zur Überprüfung wurden drei Kriterien aus der Literatur eingesetzt: Findet eine zeitliche Lernkurve statt? Der zeitliche Verlauf ist einer der validesten Merkmale für das Erlenen einer motorischen Aufgabe (Schmidt & Lee, 2011). Wird der Handruck im Verlauf besser? Dieses beschreibt eine gelernte koordinierte Bewegung (siehe Kapitel 3.3.1). Die dritte Überprüfung zum motorischen Lernen erfolgt über die Theorie der unkontrollierten Mannigfaltigkeit (Scholz & Schöner, 1999). Sie besagt, dass nur Bewegungsrichtungen korrigiert werden, die zur Aufgabenerfüllung notwendig seien (siehe auch Kapitel 3.2). Dieses zeichnet sich darin aus, dass die kontrollierte Bewegungsrichtung eine geringere BV im Vergleich zu den anderen Bewegungsrichtungen des Gelenkes aufweist (Fuller et al., 2011; Lomond & Côté, 2011). Demnach wird überprüft, ob eine Bewegungsrichtung im distalen Gelenk stabil gehalten wird.

Die Ermüdung soll im Versuchsteil M2-Wand durch eine Überkopftätigkeit, (Ermüdung im Armheber/ Schulter Abduktion) herbeigeführt werden. Für die Überprüfung ob eine Ermüdung von den Probanden wahrgenommen wurde, werden einerseits die subjektiven Daten herangezogen und andererseits die kinematische Überprüfung anhand der Ermüdungszeichen nach Fuller et al. (2011) durchgeführt.

5.3.1 Überprüfung der Voraussetzungen

Die erste Voraussetzung besteht aus der Überprüfung, ob die Bewegung erlernt wurde. Es zeigt sich, dass die zeitlichen Verläufe des Versuchsteil M1-Tisch

bei allen Probanden einen klassischen Verlauf einer Lernkurve aufweisen. In der Abbildung 5.10 ist die mittlere Bewegungszeit pro Kreisepisode aufgetragen. Bis ca. zum zehnten Kreis findet eine Verbesserung der Zeit statt, während die nachfolgenden Kreise ungefähr die gleiche zeitliche Ausprägung haben. Dementsprechend kann davon ausgegangen werden, dass eine Strategie angeeignet wird, um die Aufgabe schneller zu bewältigen. Die erste Voraussetzung, dass die Bewegung erlernt wird, ist demnach erfüllt.

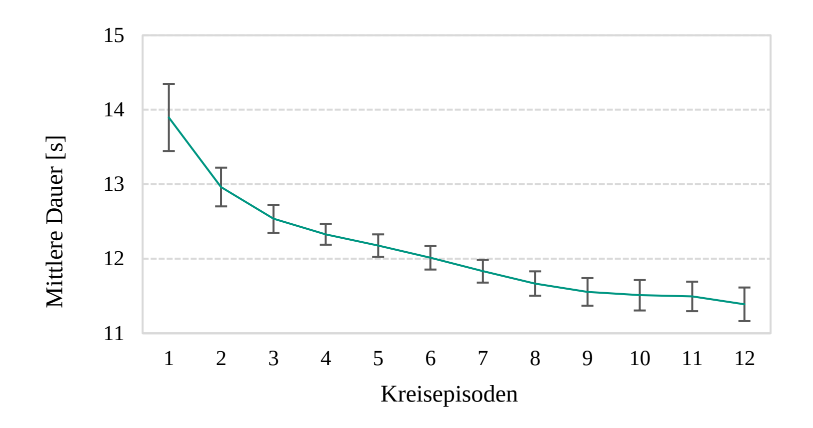


Abbildung 5.10: Gemittelte, durchschnittliche Zeit in Sekunden pro Kreisepisode mit Konfidenzintervallen im Versuchsteil M1-Tisch

Zudem kann in diesem Aufgabenteil überprüft werden, ob die Probanden gelernt haben, dass es von einem Punkt außerhalb der Mitte immer wieder zur Mitte zurückgeht. Es zeigt sich, dass der Weg zum mittleren Punkt im Durchschnitt signifikant (t [35] = -14.73, $p < .001$) schneller getippt wurde (*MW*= 0.67 s, *SD*= 0.11 s) als die Punkte nach außen im Kreis (*MW*= 0.83 s, *SD* = 0.11 s). Dieses Verhalten deutet darauf hin, dass die Probanden diesen Punkt erwartet haben und demnach gelernt haben, wo sie als nächstes hin tippen müssen.

Die zweite Voraussetzung ist die Verbesserung des Handrucks, der als LDLJ berechnet wird. Diese wird über die Steigung m einer, an die mittleren LDLJ-

Werte der zwölf Kreisepisoden gefittete, linearen Regressionsfunktion abgebildet. Die Steigung der Regressionsfunktion beträgt $m = 0.08$ mit dem Bestimmtheitsmaß von $r^2 = 0.85$. Das positive Steigungsverhalten deutet auf einen steigenden Kurvenverlauf des LDLJs und somit eine Verbesserung des Handrucks hin. Das hohe Bestimmtheitsmaß unterstreicht die Zuverlässigkeit dieser Aussage durch die hohe Ähnlichkeit der Regressionsfunktion zu den LDLJ-Werten.

Das dritte Merkmal basiert auf der Theorie der unkontrollierten Mannigfaltigkeit (Scholz & Schöner, 1999). Sie besagt, dass nur Bewegungsrichtungen korrigiert werden, die zur Aufgabenerfüllung notwendig sind (siehe auch 3.2). Dieses zeichne sich darin aus, dass die kontrollierte Bewegungsrichtung eine geringere BV im Vergleich zu den anderen Bewegungsrichtungen des Gelenkes aufweist (Fuller et al., 2011; Lomond & Côté, 2011). Für die Analyse wurde der Friedman-Test und der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test als post-hoc Test angewendet. Die Variablen für diese Tests sind die BV der Gelenkwinkelwerte für die Bewegungsrichtungen Dorsalextension-Palmarflexion, Radialduktion-Ulnarduktion und Pronation-Supination. Im Versuchsteil M1-Tisch zeigt sich, dass sich die Bewegungsrichtungen des Handgelenks signifikant unterscheiden (χ^2_F (2) = 22.17, p <.01). Die Mittelwerte verteilen sich wie folgt:Dorsalextension-Palmarflexion (*MW* = 0.12, *SD* = 0.01), Radialduktion-Ulnarduktion (*MW*= 0.10, *SD*= 0.01) und Pronation-Supination (*MW* = 0.12, *SD* = 0.01). Die Bewegungsrichtung Radialduktion-Ulnarduktion weist den niedrigsten Mittelwert auf und unterscheidet sich zudem signifikant von den anderen Bewegungsrichtungen ($z_{DE/PL} = -1.08$, $p < .05$, $r = .31$; $z_{PRO/SUP} = -1.91$, $p < .05$, $r = .55$). Dementsprechend wurde während der Aufgabenausführung im Mittel eine Bewegungsrichtung in der Bewegungsfolge signifikant „stabiler“ gehalten, was der Theorie entspricht. Zusammenfassend kann als Ergebnis festgehalten werden, dass ein motorisches Lernen nach den oben genannten Kriterien stattgefunden hat.

Im zweiten Versuchsteil, M2-Wand, sollte eine Ermüdung durch eine erhöhte Belastung induziert werden. Für die Überprüfung stehen zwei Kriterien zur Verfügung. Das erste Kriterium ist die subjektive Wahrnehmung der Proban-

den. Das heißt, dass sich diese im zweiten Versuchsteil vom ersten Versuchsteil unterscheiden und höhere Werte zeigen sollten. Das zweite Kriterium besteht aus den Ermüdungszeichen nach Fuller et al. (2011). Die Berechnungen dazu wurden im Methodenteil in Kapitel 5.2.3 detailliert erläutert.

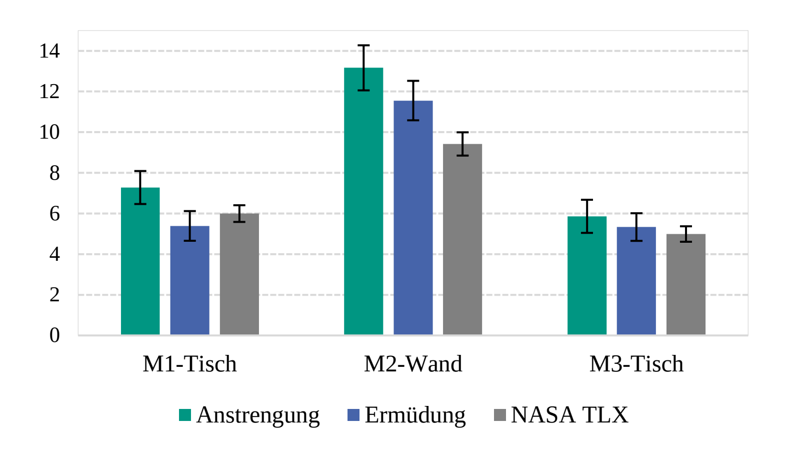


Abbildung 5.11: Ausprägung der Anstrengung, Ermüdung und NASA-TLX Werten in den Versuchsteilen M1-Tisch, M2-Wand und M3-Wand

Zunächst werden die subjektiven Daten dargestellt. Die Unterschiede in den subjektiven Wahrnehmungen werden mit der zweifaktoriellen, messwiederholten Varianzanalyse mit den beiden Faktoren Versuchsteil und subjektive Empfindung ermittelt. Für diesen Auswertungsschritt wird nur der Faktor Versuchsteil betrachtet. Anschließend werden Bonferroni-korrigierte, paarweise *t*-Tests durchgeführt. Die Variablen der Analyse sind die Bewertungen der Anstrengung, der Ermüdung und der NASA-TLX Wert aus allen drei Aufgabenteilen. Es zeigt sich, dass sich die subjektiven Daten aus M2-Wand zu denen in Versuchsteil M1-Tisch und M3-Tisch signifikant voneinander (F [2, 70] = 98.85, $p < .001$) unterscheiden. Abbildung 5.11 stellt die Mittelwerte mit den entsprechenden Konfidenzintervallen der subjektiven Wahrnehmungen dar. Im Diagramm sind die Ausprägungen der Anstrengung, die Ermüdung und der NASA-TLX-Wert aufgetragen. Die wahrgenommene Anstrengung war in M2-

Wand signifikant höher als in den beiden anderen Versuchsteilen ($t_{M1\text{-}Tisch}$ [35] = -6.54, $p < .001$; $t_{M3\text{-}Tisch}$ [35] = 8.10, $p < .001$). Zusätzlich ist die Anstrengung in M1-Tisch signifikant größer als in M3-Tisch (t [35] = 2.33, $p < .05$). Der Versuchsteil M2-Wand zeigt für die Ermüdung ($t_{M1\text{-}Tisch}$ [35] = -7.66, $p < .001$; $t_{M3\text{-}Wand}$ [35] = 8.08, $p < .001$) und den NASA TLX ($t_{M1\text{-}Tisch}$ [35] = -7.29, $p < .001$; $t_{M3\text{-}Tisch}$ [35] = 9.86, $p < .001$) signifikant höhere Werte als in den beiden anderen Versuchsteilen. Außerdem ist der NASA TLX-Wert, der die Aufgabenbeanspruchung repräsentiert, in M1-Tisch signifikant höher als in M3-Tisch (t [35] = 3.60, $p < .01$).

Schulterabduktionswinkel: Für die Überprüfung, ob auf der kinematischen Ebene eine Ermüdung stattfand, werden die Ermüdungszeichen nach Fuller et al. (2011) verwendet. Als erstes wird geprüft, ob die Schultergelenkswinkel in der Abduktion verringerte Amplituden im Bewegungsverlauf aufzeigen. Betrachtungsgegenstand ist dazu der mittlere Gelenkwinkel der Abduktion im Schultergelenk und dessen Veränderung über die Dauer der Aufgabe. In der Abbildung B.1 im Anhang sind die mittleren normierten Gelenkwinkel über die zwölf Kreisepisoden dargestellt. Für die Überprüfung, ob auf Stichprobenebene ein signifikantes Steigen oder eine Verringerung des Gelenkwinkels stattfindet, wird ein *t*-Test gegen Null berechnet. Es zeigt sich, dass M2-Wand signifikant von diesem abweicht (t [35] = -4.55, $p < .001$). Das bedeutet, dass ein kontinuierlicher, signifikanter Abfall des Verlaufs stattfindet. M1-Tisch und M3-Tisch unterscheiden sich nicht im *t*-Test gegen Null. Im Verlauf von M3-Tisch dagegen ist zu sehen, dass auch eine Verringerung der Winkelamplituden stattfindet, welche aber erst nach einer gewissen Zeit (ca. ab dem siebten Kreis) einsetzt. Vorher dominierten Schwankungen, so dass kein Sinken oder Steigen im Datenverlauf identifiziert werden kann. Dies könnte darauf hindeuten, dass die Probanden zunächst durch die angenehmere Körperhaltung, im Vergleich zur Überkopfhaltung, entlastet sind, sich aber dennoch später eine Ermüdung einstellt.

Bewegungsachse des COM*s*: Die zweite Ebene der Ermüdung betrifft den Körperschwerpunkt. Nach Fuller et al. (2011) findet bei einer Ermüdung eine verminderte Bewegung in einer Bewegungsachse statt. Dies geschieht, um die für die Bewegungsausführung notwendige Achse stabil und ruhig zu halten.

Die messwiederholte Varianzanalyse mit der Greenhouse-Geisser Korrektur zeigt, dass es Unterschiede im Bewegungsausmaß (Definition in Kapitel 5.2.3.3) zwischen den drei Achsen gibt ($F [1.454, 52.338] = 165.752, p < .001$). Die post-hoc Tests zeigen zusätzlich, dass in allen drei Versuchsteilen das Bewegungsausmaß entlang der z-Achse signifikant am geringsten ist (siehe Anhang, Tabelle B.1 und Abbildung B.2). Zudem zeigen sich signifikante Unterschiede im Vergleich der Standardabweichungen der Bewegungsgeschwindigkeiten ($F [2, 70] = 24.558, p < .001$). Aufgrund der post-hoc Analyse lässt sich nachweisen, dass in der z- Achse die ruhigsten Bewegungen stattfinden. Die x- und y- Achse unterscheiden sich in diesem Bezug in allen Versuchsteilen nicht voneinander (siehe Anhang, Tabelle B.2). Die Ergebnisse beschreiben ein ähnliches Bewegungsmuster wie bei Fuller et al. (2011) mit dem Unterschied, dass die „ruhiger" gehaltene Achse die z-Achse ist. Dieses lässt sich durch den Aufbau der Aufgabe begründen.

Distales und proximales Bewegungsverhalten: Das dritte Zeichen für eine Ermüdung beschreibt eine geringere BV in den distalen Gelenken und eine steigende BV für das proximale Gelenk. Dazu werden die Steigungskoeffizienten der Regressionsgeraden für die BV in der Abduktion-Adduktion (Schultergelenk) und allen Bewegungsrichtungen des Handgelenks herangezogen. Der *t*-Test gegen Null bestätigt in Versuchsteil M2-Wand, dass in der Schultergelenk Abduktion eine signifikante Steigung vorliegt ($t [35] = 2.50, p < .05$). Ebenso wird ein signifikantes Sinken im Handgelenk, in der Dorsalextension-Palmaflexion, nachgewiesen ($t [35] = -2.22, p < .05$). Im Versuchsteil M3-Tisch kann eine signifikante Verringerung der BV für das Handgelenk in allen Freiheitsgraden aufgezeigt werden (Dorsalextension-Palmarflexion: $t [35] = -2.36, p < .05$; Radialduktion-Ulnarduktion: $t [35] = -3.25, p < .001$; Pronation-Supination: $t [35] = -2.49, p < .05$). Die BV im Schultergelenk zeigt in diesem Versuchsteil dagegen keine signifikante Steigung.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass entsprechend der Ermüdungszeichen von Fuller eine Ermüdung auf kinematischer Ebene für den Versuchsteil M2-Wand nachgewiesen werden kann. Dementsprechend sind auch die Voraussetzungen für die weitere Analyse erfüllt. Im Versuchsteil M3-Tisch sind diese Muster teilweise vorhanden, allerdings nicht vollständig signifikant.

Dieses kann darauf hindeuten, dass die Ermüdung zu einem späteren Zeitpunkt bei den Probanden auch in M3-Tisch auftreten. Da im Versuchsteil M3-Tisch nur teilweise die Ermüdungszeichen vorliegen und die subjektiven Daten keine erhöhten Ermüdungs- oder Anstrengungsbewertungen zeigen, wird für das weitere Vorgehen der Versuchsteil M2-Wand verwendet. Ein gelerntes Muster liegt vor und die Probanden haben eine Ermüdung sowohl auf der kinematischen Ebene als auch auf der subjektiven Ebene erfahren. Dementsprechend sind veränderte Ruckwerte auf Grund einer Ermüdung und erhöhten Anstrengung nur im Versuchsteil M2-Wand zu erwarten.

5.3.2 Ergebnisse

Im nachfolgenden Kapitel werden die Ergebnisse der Datenauswertung des Aufgabenteils Muster anhand der Fragestellungen dargestellt.

5.3.2.1 Fragestellung 1: Sind die Parameter der BQ auf Stichprobenebene diagnostisch für die subjektiven Wahrnehmungen?

Für die Beantwortung der Fragestellung wird eine Produkt-Moment-Korrelation nach Bravais-Pearson verwendet. Die, in die Analysen eingehenden, abhängigen Variablen sind die Bewertungen der Ermüdung und der Anstrengung. Beide zeigen untereinander einen signifikanten proportionalen Zusammenhang ($r = .78$, $p < .001$). Die betrachteten kinematischen Variablen sind der *LDLJ-MW*, *LDLJ-ST*, *LDLJ-MW-AMP*, *LDLJ-ST-AMP*, *LDLJ-FREQ* sowie *LDLJ-ST-ABST*. Die vollständigen Ergebnisse sind dem Anhang (Tabelle B.3 und B.4) zu entnehmen. Für die vorliegende Fragestellung werden nur die Ergebnisse berücksichtigt, die einen mittelgroßen Effekt zeigen. Dieser Effekt besteht lediglich zwischen der Anstrengung und der Steigung des LDLJ-Wertes im Verlauf der BWS (*BWS-LDLJ-ST*, $r = -.51$, $p < .01$). Das bedeutet, dass je negativer das Steigungsverhalten im LDLJ ist und dementsprechend je schlechter die BQ wird, desto höher ist die wahrgenommene Anstrengung. Das Regressionsmodell mit der Anstrengung als abhängige Variable und der Steigung der LDLJ-Werte im Verlauf der BWS ergibt eine

Varianzaufklärung von $r^2 = .26$, dieses entspricht 26% Aufklärung. Für die Ermüdung können lediglich kleinere Effekte identifiziert werden (Anhang, Tabelle B.3 und B.4). Entsprechend diesen Ergebnissen wird die Hypothese M-H1-0, dass ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem LDLJ und der Anstrengung sowie der Ermüdung mit $r > .50$ besteht, mit einer Einschränkung bezüglich der Effektstärke für die Ermüdung angenommen. Es scheint demnach kinematische Parameter zu geben, die eine Rolle bei der Wahrnehmung der Anstrengung spielen und am Verhalten beteiligt sind.

5.3.2.2 Fragestellung 2: Verändern sich die Parameter der BQ und BV im zeitlichen Verlauf des Versuchsteils M2-Wand?

Für die Beantwortung der Fragestellung wird eine gepaarte *t*-Test-Analyse vorgenommen. Hierzu werden von jedem Probanden, die Parameter des LDLJs und der BV der ersten vier mit den letzten vier Kreisepisoden verglichen (*LDLJ-ST*, *LDLJ-MW-AMP*, *LDLJ-ST-AMP*, *LDLJ-FREQ*, *LDLJ-ST-ABST*, *BV-CV* sowie *BV-ST)*. Die Parameter werden hierfür jeweils über die ersten und die letzten vier Kreisepisoden gemittelt und nicht, wie zuvor, über den gesamten Versuchsteil. Die Anzahl der betrachteten Kreisepisoden wird so gewählt, dass Eingewöhnungseffekte zu Beginn des Versuchsteils als abgeschlossen angenommen werden können. Von den sieben Parametern, die je Segment verglichen werden, sind in der Tabelle 2 nur jene dargestellt, die signifikante Unterschiede im Anfang-Ende-Vergleich aufweisen (Tabelle 2, Spalte *t*-Test.). Bei der Betrachtung der differenzierenden Parameter fällt auf, dass der Mittelwert der Amplituden von Peaks im LDLJ in allen betrachteten Segmenten am Ende signifikant größer als am Anfang ist (*LDLJ-MW-AMP*). Dies indiziert einen höheren Energiebedarf am Ende des Versuchsteils. Die Unterschiede im Steigungsverhalten (*LDLJ-ST*) deuten darauf, dass in den unten genannten Segmenten, die Steigung am Ende geringer ausfällt. Demnach nimmt der LDLJ in den letzten vier Kreisepisoden einen sinkenden Verlauf ein. Anders ausgedrückt heißt dieses, dass die BQ am Ende schlechter wird. Zudem fällt auf, dass sich der CV-Wert der BV in allen Segmenten außer der BWS signifikant zwischen Anfang und Ende unterscheidet. Die BWS kann dafür über die Steigung der BV differenziert werden.

Tabelle 2: Vergleich zwischen dem Beginn der Aufgabe und dem Ende in den Parametern des LDLJs und der BV. Die zwei rechten Spalten stellen die Ergebnisse der Korrelationsanalyse der Unterschiedsparameter mit der Anstrengung und Ermüdung dar.

Parameter	***t*-Test**	**Anstrengung**	**Ermüdung**
HWS-LDLJ-ST	$t[35] = 3.12$ $p < .01$	*n. s.*	*n. s.*
BWS-LDLJ-ST	$t[35] = 3.87$ $p < .001$	*n. s.*	*n. s.*
SG-LDLJ-ST	$t[35] = 2.53$ $p < .05$	*n. s.*	*n. s.*
HWS-LDLJ-MW-AMP	$t[35] = -9.81$ $p < .001$	*n. s.*	*n. s.*
BWS-LDLJ-MW-AMP	$t[35] = -10.29$ $p < .001$	*n. s.*	*n. s.*
SG-LDLJ-MW-AMP	$t[35] = -10.04$ $p < .001$	*n. s.*	*n. s.*
EG-LDLJ-MW-AMP	$t[35] = -9.84$ $p < .001$	*n. s.*	*n. s.*
HG-LDLJ-MW-AMP	$t[35] = -11.15$ $p < .001$	*n. s.*	*n. s.*
HWS-BV-CV	$t[35] = -2.17$ $p < .05$	$r = .37$ $p < .05$	$r = .37$ $p < .05$
SG-BV-CV	$t[35] = -2.16$ $p < .05$	*n. s.*	*n. s.*
EG-BV-CV	$t[35] = -2.05$ $p < .05$	*n. s.*	*n. s.*
HG-BV-CV	$t[35] = -2.29$ $p < .05$	*n. s.*	*n. s.*
BWS-BV-ST	$t[35] = -2.93$ $p < .01$	*n. s.*	*n. s.*

Die Hypothese M-H2-1 (es bestehen Unterschiede in den Parametern des LDLJs und der BV zwischen dem Beginn eines Versuchsteils und dessen Ende) kann somit für einige Parameter angenommen werden. Allerdings tragen diese nicht dazu bei, die Ausprägung der Anstrengung und Ermüdung zu erklären. Das zeigen die weiteren Ergebnisse der Korrelationsanalyse in Tabelle 2 Spalte „Anstrengung“ und „Ermüdung“.

Für diese Analyse, ob die Ausprägung der Veränderung, somit die Differenz zwischen den Parameter vom Ende und dem Anfang der Aufgabe, mit der Anstrengung und Ermüdung korrelieren, wird eine Produkt-Moment-Korrelation durchgeführt. Es zeigt sich lediglich bei einem Parameter (*HWS-BV-CV*) ein mittelgroßer Effekt mit einer Varianzaufklärung von 14% für das Verhalten. Die Hypothese M-H3-1 wird aufgrund der niedrigen Varianzaufklärung abgelehnt. Die Ergebnisse bestätigen die Vermutung, dass sich die stattfindenden Strategiewechsel auf die LDLJ und BV Parameter auswirken, die aktuelle Betrachtungsebene (Stichprobenebene) jedoch noch keinen direkten Zusammenhang mit der Anstrengung oder der Ermüdung erkennen lässt.

5.3.2.3 Fragestellung 3: Gibt es Unterschiede in der BV zwischen den Körpersegmenten?

Im Rahmen dieser Fragestellung wird eine Varianzanalyse verwendet, um signifikante Unterschiede in der mittleren BV zwischen den Segmenten zu identifizieren (F [4, 140] = 11.84, p < .001). Anschließend wird die mittlere BV je Segment anhand des Bonferroni-korrigierten *t*-Test miteinander verglichen. Die Abbildung 5.12 stellt die Mittelwerte der Segmente dar. Es zeigt sich, dass sich die HWS von allen anderen Segmenten signifikant unterscheidet (t_{BWS} [35] = -6.36, p < .001, t_{SG} [35] = -6.43, p < .001, t_{EB} [35] = -4.62, p < .001, t_{HG} [35] = -5.91, p < .001). Die weiteren Segmente unterscheiden sich nicht untereinander. Demnach wird die BV der Halswirbelsäule bei der Ausführung signifikant am stabilsten gehalten. Bei der näheren Betrachtung der übrigen Segmente werden neben den nicht signifikanten Mittelwertsunterschieden aber auch die verhältnismäßig großen Konfidenzintervalle deutlich (Abbildung 5.12). Die Streuung der Daten motiviert die Stichprobenebene für die weitere Analyse von Strategieänderungen zu verlassen. Die Hypothese M-H4-1 wird aufgrund der Unterschiede zu der HWS angenommen.

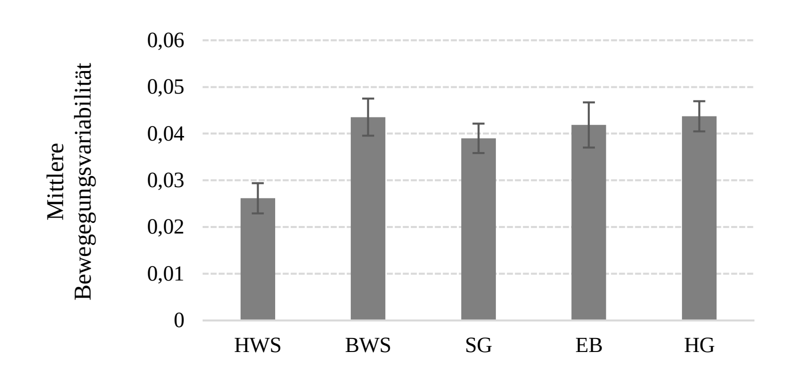


Abbildung 5.12: Durchschnittliche mittlere BV der fünf Körpersegmente mit den 95%-Konfidenzintervallen

5.3.2.4 Fragestellung 4: Können Anstrengungs- oder Ermüdungsgruppen von Probanden anhand von Parametern der BV und BQ differenziert werden?

Diese Fragestellung fokussiert die Differenzierung von Probanden in Gruppen, die basierend auf der Höhe der Anstrengung und der Ermüdung gebildet werden (Kapitel 5.2.3.1). Für den weiteren analytischen Verlauf sind die Gruppen 1, 5 und 9 wichtig, da diese aufgrund der Ausprägungen von Anstrengung und Ermüdung die wichtigsten Differenzierungen implizieren. Die Gruppen stellen die Chronologie der Ermüdung und Anstrengung dar (siehe Tabelle 3).

Für die folgenden Analysen wird der Kruskal-Wallis-Test und für den paarweisen Vergleich der Dunn-Bonferroni-Test angewendet (siehe Kapitel 5.2.4). Die Variablen sind die folgenden für die fünf betrachteten Segmente: *LDLJ-ST*, *LDLJ-MW-AMP*, *LDLJ-ST-AMP*, *LDLJ-FREQ*, *LDLJ-ST-ABST*, *BV-CV* sowie *BV-ST*. Die Ergebnisse zeigen (Abbildung 5.13 a), dass es Gruppenunterschiede in der Steigung des LDLJs der BWS (*LDLJ-ST*, $H(2) = 9.67$, $p < .01$) gibt. Die Probanden mit einer niedrigen Anstrengung und Ermüdung (Gruppe 1) unterscheiden sich signifikant ($z = 2.90$, $p < .05$, $r = .70$) von den Probanden mit einer hohen Anstrengung (Gruppe 9). Dies bedeutet, dass eine Abnahme der BQ über die Zeit in der BWS im Zusammenhang mit erhöhten

Anstrengungs- und Ermüdungsempfindungen steht. Des Weiteren besteht ein signifikanter Unterschied (Abbildung 5.13 b) innerhalb der Gruppen in der Steigung der Peaks des LDLJs in der BWS (*LDLJ-ST-AMP*, $H(2) = 7.69$, $p < .05$). Der paarweise Vergleich zeigt, dass Gruppe 9 einen signifikant geringeren Steigungswert als Gruppe 1 aufweist ($z = 2.39$, $p < .05$, $r = .58$).

Tabelle 3: Gruppenzuordnung anhand der wahrgenommenen Anstrengung und Ermüdung

Gruppe	**Anstrengung**	**Ermüdung**	**n**
1	niedrig	niedrig	8
2	niedrig	mittel	-
3	niedrig	hoch	2
4	mittel	niedrig	5
5	mittel	mittel	6
6	mittel	hoch	2
7	hoch	niedrig	-
8	hoch	mittel	4
9	hoch	hoch	9

Für den nächsten Auswertungsschritt werden die Probanden der Gruppen 1, 2 und 3 (niedrige Anstrengung) zusammengefasst und mit den zusammengefassten Gruppen 4, 5 und 6 (mittlere Anstrengung) sowie den zusammengefassten Gruppen 7, 8 und 9 (hohe Anstrengung) verglichen. Durch diese Vorgehensweise können die Parameter identifiziert werden, die die unterschiedlichen Anstrengungsgruppen unabhängig von der Ermüdung differenzieren. Abbildung 5.14 fasst die differenzierenden Parameter zusammen. Die Auswertung nach der Anstrengung gruppierten Daten zeigt, dass sich die Gruppe A-2 (mittlere Anstrengung) nicht von Gruppe A-3 (hohe Anstrengung) und A-1 (niedrige Anstrengung) differenzieren lässt. Die Gruppe A-1 (niedrige Anstrengung) hingegen lässt sich von A-3 in drei Parametern der BWS differenzieren, in der Steigung des LDLJ ($H(2) = 7.81$, $p < .05$), in der Steigung der Amplituden ($H(2) = 7.49$, $p < .05$) sowie der zeitlichen Abstände von Peaks des LDLJ ($H(2) = 6.97$, $p < .05$).

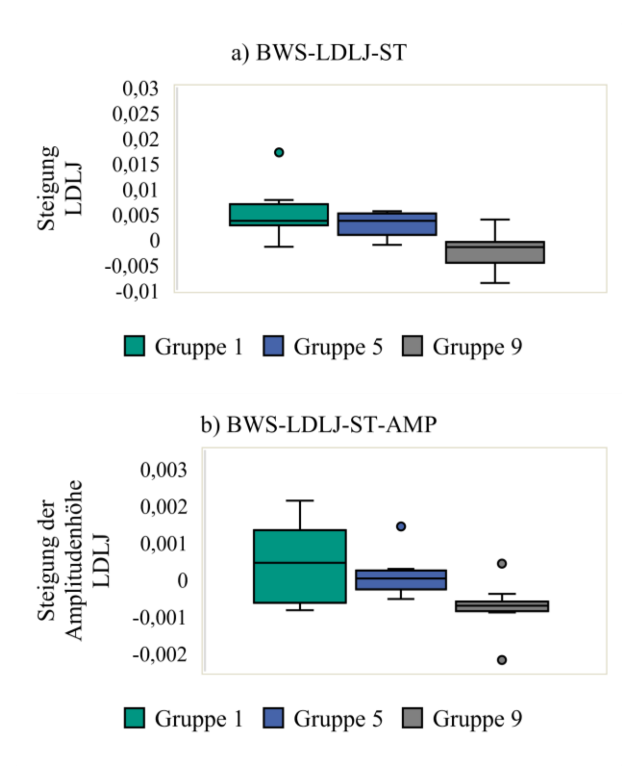


Abbildung 5.13: Vergleich der Gruppen 1, 5 und 9 der LDLJ-basierten Parametern

Die Probanden mit einer niedrigen Anstrengung zeigen eine signifikant höhere Steigung des LDLJs in der BWS (*LDLJ-ST*) als die Probanden mit einer hohen Anstrengung ($z = 2.76$, $p < .05$, $r = .58$). Dieses Ergebnis deckt sich mit den Unterschieden zwischen den Gruppen 1 und 9 in Abbildung 5.13. Des Weiteren zeigen die Probanden der Gruppe A-3 eine signifikant geringere Steigung der Amplituden der Peaks (*LDLJ-ST-AMP*) des LDLJs ($z = 2.73$, $p < .05$, $r = .57$) und den zeitlichen Abständen der Peaks (*LDLJ-ST-ABST*) in der BWS ($z = 2.64$, $p < .05$, $r = .55$) im Vergleich zur Gruppe A-1. Aufgrund der negativen Skalierung des LDLJs bedeutet dies, dass die Amplituden der Peaks im LDLJ im zeitlichen Verlauf immer größer werden und deren zeitliche Abstände immer kürzer werden.

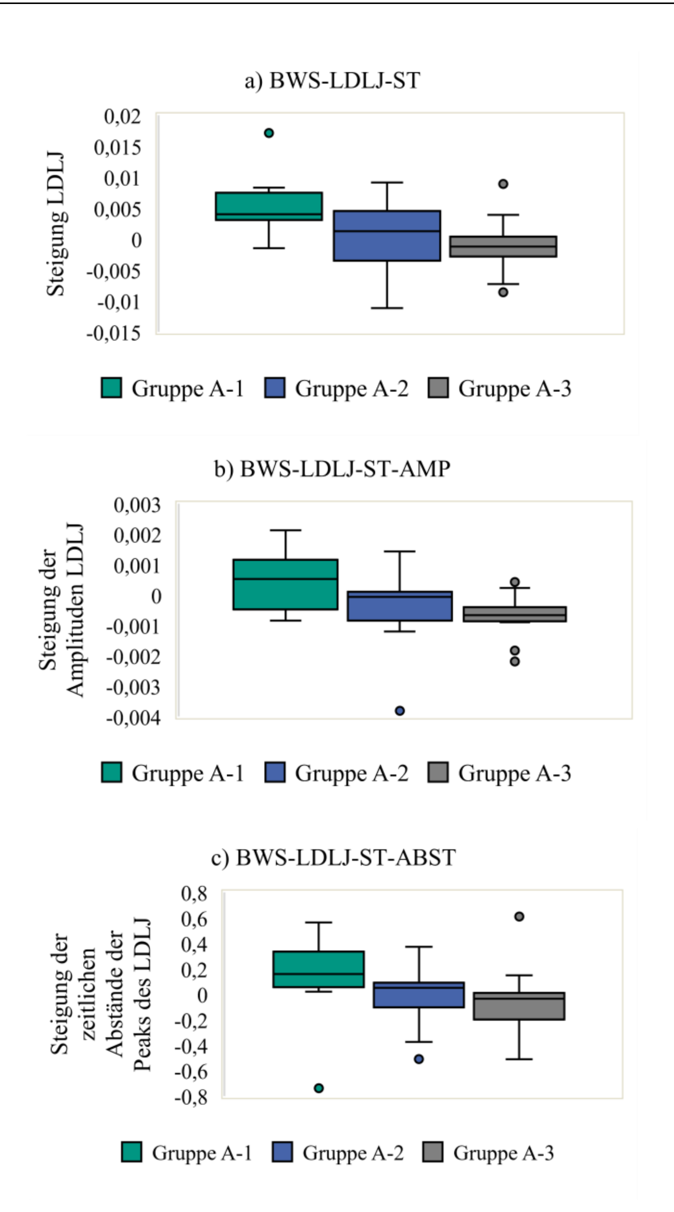


Abbildung 5.14: Vergleich der Anstrengungsgruppen A-1, A-2 und A-3 anhand der *LDLJ*-basierten Parametern

Im nächsten Schritt werden die Probanden der Gruppen 1, 4 und 7 (niedrige Ermüdung) zusammengefasst und mit den zusammengefassten Gruppen 2, 5 und 8 (mittlere Ermüdung) sowie den Gruppen 3, 6 und 9 (hohe Ermüdung) verglichen. Dadurch werden Parameter identifiziert, die die Ermüdung unabhängig von der Anstrengung differenzieren können. Die Analyse zeigt, dass es keinen Parameter gibt, der die Ermüdung differenzieren kann.

Insgesamt kann für die Fragestellung 4 festgehalten werden, dass LDLJ-basierte Parameter in der Lage sind, Gruppen anhand der Anstrengung und der Ermüdung signifikant zu differenzieren (Abbildung 5.13). Damit kann die Hypothese M-H5-1 angenommen werden. Darüber hinaus hat die weiterführende Bildung von Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen gezeigt, dass sich die Anstrengung, nicht aber die Ermüdung, separat durch die vorliegenden Parameter differenzieren lässt. Somit kann die Hypothese M-H6-1 angenommen werden, da die Anstrengung durch drei Parameter differenziert werden kann. Die in Kapitel 5.1 aufgeführte Fragestellung 5 und die dazugehörige Hypothese wird zusammenfassend für beide Aufgabenteile erst in Kapitel 5.5 bearbeitet.

5.3.3 Diskussion

Der Aufgabenteil Muster besteht aus wiederkehrenden rhythmischen Punkt-zu-Punkt Episoden innerhalb diskreter Sequenzen. Die Abfolge der Bewegungssequenz ist in acht Punkten um einen mittleren Punkt angeordnet. Die Probanden haben, wie in den Voraussetzungen in Kapitel 5.3.1, die Bewegungsfolge gelernt und verstanden, dass es einen wiederkehrenden Punkt in der Mitte gibt. Die Bewegungszeiten sind zum mittleren Punkt hin signifikant geringer als zu den außen gelegenen Punkten. Ebenso können die kinematischen Lernparameter, wie Verbesserung des Handrucks und die Kontrolle einer Bewegungsrichtung im distalen Gelenk nachgewiesen werden. Somit können die Probanden in Versuchsteil M1-Tisch Erfahrungen mit der Aufgabe machen und sich eine Strategie aneignen. Der zweite Versuchsteil M2-Wand dient im Ursprung zur Induzierung einer Belastung. Dieses kann als erfüllt angesehen werden, da sowohl die subjektive Beurteilung als auch die kinematischen Parameter dieses gezeigt haben. Der dritte Versuchsteil M3-Tisch sollte als Messteil dienen. Allerdings zeigt sich in den subjektiven Beurteilungen,

dass keine besonders große Wahrnehmung der Anstrengung oder Ermüdung in M3-Tisch vorliegt. Dementsprechend können die kinematischen Parameter der BV und BQ nicht in Bezug zu einer erhöhten Anstrengung und Ermüdung ausgewertet werden. Möglicherweise liegen hier Effekte vor, die in der Literatur ähnlich beschrieben werden. Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass entweder die angenehmere Armhaltung oder die Kenntnis über die Restdauer der Aufgabe einen Einfluss auf die Bewertung der Anstrengung haben (Marcora & Staiano, 2010; Swart et al., 2012). Ebenso ist es möglich, dass die Belastung von zu kurzer Dauer war und die Probanden sich in der Zeit, in der der Fragebogen nach dem Versuchsteil M2-Wad ausgefüllt wurde, bereits erholten. Aus diesem Grund wird der Versuchsteil M2-Wand als Versuchsteil verwendet, um Veränderung der BV und BQ unter vorhandener Anstrengung und Ermüdung zu analysieren. Die berücksichtigten Parameter werden so gewählt, dass sie den Datenverlauf charakterisieren und eine Interpretation über das Verhalten im gesamten möglich ist.

Die Bewegungsqualität: Die Fragestellung 1 (Kapitel 5.3.2.1) dient der Analyse, inwiefern sich die BV und BQ direkt mit der Anstrengung und Ermüdung verhalten. Es stellt sich dar, dass es einen antiproportionalen Zusammenhang zwischen der Steigung des LDLJ-Verlaufs in der BWS und der Anstrengung gibt. Dieser Effekt beschreibt, dass eine schlechter werdende BQ in der BWS (negatives Steigungsverhalten) mit einer erhöhten Wahrnehmung der Anstrengung zusammenhängt. Die Auswertungen zur Bearbeitung der Fragestellung 4 (Kapitel 5.3.2.4) bestätigen diesen Zusammenhang. Die Steigung differenziert signifikant die Probanden mit einer niedrigen zu den Probanden mit einer hohen Anstrengung. Das Steigungsverhalten des LDLJs in der BWS ist demnach sensitiv für die Veränderungen der Anstrengung in diesem Aufgabenteil.

Die Ergebnisse aus Fragestellung 2 bestätigen, dass sich der LDLJ im Verlauf einer Aufgabe, somit im Anfang-Ende-Vergleich, unterscheiden kann. Ähnlich der Untersuchung von Zhang et al. (2019), die bei Maurern vor und nach einer ermüdenden Aufgabe den Ruck-Wert verglichen und in einigen Segmenten Unterschiede herausfanden. Dementsprechend scheint es Segmente zu geben, die individuell für den Probanden und oder der Bewegungsaufgabe entschei-

dend sind. Allerdings können auf dieser Betrachtungsebene keine Wechselwirkungen mit Anstrengung oder Ermüdung festgestellt werden. Zusammen mit den Ergebnissen aus Fragestellung 4 lässt sich der Rückschluss ziehen, dass dies auf die Probanden mit einer mittleren Anstrengung zurückgeführt werden kann. Diese lassen sich in Fragestellung 4 nicht von Probanden mit niedriger und hoher Anstrengung differenzieren. Grundsätzlich implizieren diese Befunde, dass das zeitliche Verhalten des LDLJs und im speziellen der Peaks des LDLJs sensitiv gegenüber Veränderungen in der Wahrnehmung der Anstrengung sind. Die Berücksichtigung der Peaks der BQ hat bereits in anderen Ansätzen Aufmerksamkeit erlangt (Anetai et al., 2016; Balasubramanian et al., 2012; Rohrer et al., 2002; Teo, Burdet & Lim, 2002). Aus diesem Grund wird dieses Verhalten in dem Experiment II näher analysiert und die Betrachtungsebenen um die individuelle Ebene erweitert.

Die Analyse der Anstrengung und der Ermüdung zeigt zunächst einen relativ hohen Anteil gemeinsamer Varianz ($r_{Anstrengung\text{-}Ermüdung} = .78$, $p < .001$). Die Ergebnisse aus Fragestellung 4 zeigen jedoch, dass es, im Gegensatz zur Anstrengung, keine Parameter gibt, die die Ermüdung unabhängig von der Anstrengung differenzieren. Die beiden Parameter *BWS-LDLJ-ST* und *BWS-LDLJ-ST-AMP* differenzieren die Anstrengung und Ermüdung gemeinsam und darüber hinaus die Anstrengung unabhängig von der Ermüdung. Demnach zeigen die identifizierten Parameter eine Sensitivität gegenüber Veränderungen in der Anstrengung aber nicht gegenüber der Ermüdung, trotz der hohen gemeinsamen Varianz. Diese Zusammenhänge werfen an dieser Stelle die Frage nach der Erklärung dieser Konstellation auf. Eine mögliche Begründung könnte in der zeitlichen Abhängigkeit von Anstrengung und Ermüdung liegen. Sollte die Anstrengung zu einer Ermüdung führen, könnten die LDLJ und BV Parameter zwar mit der Anstrengung, aber nicht mit der Ermüdung in Zusammenhang stehen, obwohl die beiden subjektiven Empfindungen untereinander in einem starken Zusammenhang stehen. Dieses würde allerdings ein Widerspruch zu Cruz-Montecinos et al. (2019) und Phillips (2015) ergeben, die aufzeigen, dass die Ermüdung als Ursache für eine erhöhte Wahrnehmung der Anstrengung betrachtet werden kann. Bei der Diskussion dieser Ergebnisse ist zu berücksichtigen, dass sich die Gruppengrößen zwischen der gemeinsamen und der

einzelnen Betrachtung von Anstrengung und Ermüdung unterscheiden und somit einen Einfluss auf die Effektstärke ausüben können.

Neben den bereits genannten Parametern des LDLJs differenziert die Steigung der zeitlichen Abstände von Peaks des LDLJs in der BWS die Probanden mit niedriger Anstrengung von denjenigen mit einer hohen Anstrengung. Eine höhere Anstrengung steht also mit größer werdenden Amplituden im negativen Bereich des LDLJs und deren kürzer werdenden Abständen in einem Zusammenhang. In anderen Worten heißt das, dass die Peaks (besonders niedrige Bewegungsqualität) im zeitlichen Verlauf der Aufgabe immer häufiger und stärker werden. Werte mit einer besonders niedrigen Bewegungsqualität erfordern aus kinematischer Sicht besonders viel Energie, da ein hoher Ruck einen schnellen Wechsel der Beschleunigung beschreibt. Dieses kann die beiden Zusammenhänge begründen und so zu einem erhöhten Anstrengungsempfinden beitragen

Die Bewegungsvariabilität: Die weiteren Ergebnisse hinsichtlich der BV zeigen, dass die HWS eine signifikant geringere BV aufweist als die übrigen untersuchten Segmente (siehe Fragestellung 3, Kapitel 5.3.2.3). Im weiteren Vergleich liegt die BV des SGs an zweiter Stelle der geringen BV, dieses lässt sich allerdings nicht statistisch von den anderen Segmenten abgrenzen. Die gleichen Ergebnisse fanden auch (Madeleine et al., 2008) heraus. Untersuchungen zwischen Novizen und Experten in einem Schlachthof zeigen die gleichen Ergebnisse. Die Experten zeigen einheitlich geringere BV in der HWS und SG. Zusätzlich zeigen die Ergebnisse in der vorliegenden Ausarbeitung große Streuungen in der BV der einzelnen Segmente, dieses kann auf relevante individuelle Unterschiede hinweisen, was wiederrum eine individuelle Betrachtung in Experiment II motiviert.

Zudem zeigt der Vergleich vom Anfang und dem Ende der Aufgabe, dass die HWS sich im *BV-CV*-Wert differenziert. Dieses bedeutet, dass die HWS öfter zwischen Phasen häufiger Bewegungsänderungen und Phasen geringer Bewegungsänderungen wechselt. Dieses könnte auf Entspannungsphasen hindeuten, die ein Proband bei hoher Ermüdung vornimmt oder auf eine ruhige Kopfhaltung mit nur kurzen Phasen einer höheren Aktivität der Kopfbewegung, da die Werte der HWS mit der Anstrengung und der Ermüdung einen Zusammenhang

bildet. Diese Korrelation ist zwar nicht hoch, gibt aber dennoch eine Tendenz an. Die HWS trägt zwar nicht zur Bewegungsausführung des Zielereichens bei, aber könnte aufgrund der Hand-Augen-Koordination (Jansen-Osmann, Beirle, Richter, Konczak & Kalveram, 2002) am Ermüdungsprozess und steigendem Anstrengungsgefühl beteiligt sein. Das SG, EB und HG weisen ebenso Unterschiede im Anfang-Ende-Vergleich des Variationskoeffizienten (*BV-CV*) auf. Dieses könnte auf eine ändernde Bewegungsstrategie im Verlauf der Aufgabe schließen. In der BWS zeigt sich eine Differenz im Anfang-Ende-Vergleich im Steigungsverhalten der mittleren BV. Auch dieses lässt die Vermutung zu, dass ein Bewegungsstrategiewechsel stattgefunden hat. Aufgrund der signifikant größeren Steigung am Ende der Aufgabe, kann rückgeschlossen werden, dass eine Stabilisierung der BWS im Zuge einer eintretenden Anstrengung oder Ermüdung aufgegeben wird. Auch wenn die Steigung der BV in der BWS in diesem Aufgabenteil nicht diagnostisch für die Anstrengung oder die Ermüdung ist, sollte ein möglicher Einfluss weiter analysiert werden.

5.4 Aufgabenteil 2: Randomisierung

Der Aufgabenteil Randomisierung beinhaltet Quasiwiederholungen der Punkt-zu-Punkt-Bewegungen (Kapitel 5.2). Aufgrund eines anderen Bewegungsverhaltens wird davon ausgegangen, dass sich das Verhalten zu demjenigen im Aufgabenteil Muster unterscheidet und sich dies über die Parameter zeigt. Das Vorgehen bezüglich der Auswertung ist dennoch identisch. Im ersten Schritt werden die gleichen Voraussetzungen überprüft, um zu gewährleisten, dass es sich um eine koordinierte gelernte Bewegung handelt. Demzufolge wird zunächst überprüft, ob die Bewegung gelernt wird und ob eine Ermüdung in R2-Wand induziert werden konnte.

5.4.1 Überprüfung der Voraussetzungen

Für die zeitliche Vergleichbarkeit zum Aufgabenteil Muster werden auch hier 16 einzelne Punkte jeweils zu einer Betrachtungseinheit zusammengefasst. Allerdings unterscheiden sich die Punktabfolgen von Einheit zu Einheit aufgrund

der randomisierten Anordnung und werden im folgenden Punktepisoden genannt. Abbildung 5.15 stellt den durchschnittlichen zeitlichen Verlauf der zwölf Punktepisoden in R1-Tisch dar. Augenscheinlich verkürzt sich die mittlere Bewegungszeit kontinuierlich bis zur ca. siebten Punktepisode, wo die Bewegungszeit eine Art Plateau erreicht. Auch wenn in diesem Versuchsteil die Bewegungszeit von den Entfernungen der Punkte untereinander abhängt, kann von einer erlernten Strategie ausgegangen werden. Die Ähnlichkeit zu einer klassischen Lernkurve (Schmidt & Lee, 2011) kann ebenfalls in diesem Versuchsteil identifiziert werden.

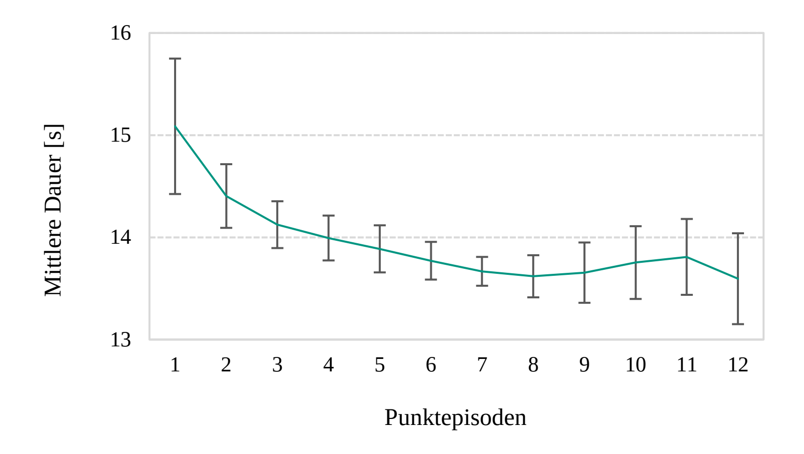


Abbildung 5.15: Mittlerer durchschnittliche Zeit in Sekunden pro Punktepisode mit Konfidenzintervallen im Versuchsteil R1-Wand

Wie bei den Berechnungen der Voraussetzungen für die Muster-Aufgabe, wird der Handruckverlauf anhand einer Regressionsfunktion betrachtet. Die Steigung dieser Funktion beträgt $m = 0.04$ mit einem Bestimmtheitsmaß von $r^2 = 0.17$. Das positive Steigungsverhalten deutet auf eine Verbesserung des Handrucks hin. Allerdings ist dieses Verhalten mit Vorsicht zu bewerten, da das niedrige Bestimmtheitsmaß eher auf einen schwankenden Verlauf und nicht auf stetiges Verbesserungsverhalten hindeutet.

Für die Analyse, ob es eine Bewegungsrichtung mit einer geringeren Bewegungsvariabilität gibt, wurde der Friedman-Test und für das post-hoc Verfahren der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test angewendet. Analog zu dem Aufgabenteil Muster wurden die Bewegungsrichtungen Dorsalextension-Palmarflexion, Radialduktion-Ulnarduktion und Pronation-Supination des Handgelenks betrachtet. Das Ergebnis zeigt, dass sich die Bewegungsrichtungen des Handgelenks signifikant unterscheiden (χ^2_F (2) = 18.00, p = <.001). Die Mittelwerte verteilen sich wie folgend: Dorsalextension-Palmaflexion (MW = 0.12, SD = 0.01), Radialduktion-Ulnarduktion (MW = 0.09, SD = 0.01) und Pronation-Supination (MW = 0.12, SD = 0.01). Die Bewegungsrichtung Radialduktion-Ulnarduktion weist den niedrigsten Mittelwert auf und unterscheidet sich signifikant von den anderen Bewegungsrichtungen ($z_{\mathrm{DE/PL}}$ = 1.50, $p < .001$, $r = .87$; $z_{\mathrm{PRO/SUP}}$ = -1.50, $p < .001$, $r = .87$). Demnach wird das Handgelenk in der Radialduktion-Ulnarduktion signifikant kontrollierter gehalten. Im Versuchsteil R1-Tisch kann somit auch von einem motorischen Lernprozess ausgegangen werden.

Im zweiten Versuchsteil R2-Wand sollte, wie in M2-Wand, eine Ermüdung durch eine erhöhte Belastung induziert werden. Zur Überprüfung stehen als Manipulationskontrolle erneut die subjektive Wahrnehmung der Probanden und die kinematischen Ermüdungsindikatoren nach Fuller et al. (2011) zur Verfügung. Für die Analyse wurde eine Varianzanalyse mit Messwiederholung berechnet. Die messwiederholten Faktoren waren die drei Versuchsteile (R1-Tisch, R2-Wand, R3-Tisch). Die Anstrengung, Ermüdung und NASA TLX Werte wurden als abhängige Variablen betrachtet. Abbildung 5.16 stellt die Mittelwerte der betrachteten Ausprägungen der Anstrengung, der Ermüdung und den NASA-TLX mit Konfidenzintervallen der drei Versuchsteile dar. Die Versuchsteile unterscheiden sich signifikant voneinander (F [2, 70] = 101.60, $p < .001$). Für die detaillierte Unterschiedsanalyse wurde der Bonferroni-korrigierte t-Test als post-hoc Test angewendet. Die Anstrengung unterscheidet sich nicht zwischen den Versuchsteilen R1-Tisch und R3-Tisch. Die Ergebnisse im zweiten Versuchsteil R2-Wand zeigen eine signifikant höhere Anstrengung als die beiden Tisch-Aufgaben ($t_{R1\text{-}Tisch}$ [35] = -8,42 $p < .001$; $t_{R3\text{-}Tisch}$ [35] = -8,78 $p < .001$). Das gleiche Verhältnis stellt sich auch für die Ermüdung ($t_{R1\text{-}Tisch}$ [35] = -7,69 $p < .001$; $t_{R3\text{-}Tisch}$ [35] = -6,36 $p < .001$) und den

NASA-TLX ($t_{R1\text{-}Tisch}$ [35] = -9,45 p < .001; $t_{R3\text{-}Tisch}$ [35] = -9,58 p < .001) heraus. Es unterscheidet sich lediglich R2-Wand von den Tisch-Aufgaben, während sich diese nicht signifikant voneinander unterscheiden. Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse kann davon ausgegangen werden, dass eine erhöhte Belastung in dem Versuchsteil R2-Wand wahrgenommen wird.

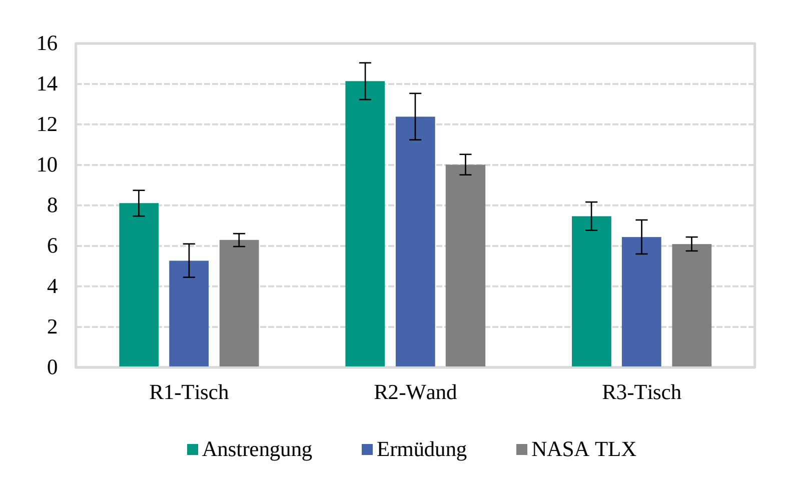


Abbildung 5.16: Mittlere subjektive Wahrnehmungen in den Versuchsteilen R1-Tisch, R2-Wand und R3-Tisch

Schulterabduktionswinkel: Die Abbildung 5.17 stellt den Verlauf der normierten Gelenkwinkel in den zwölf Punktepsioden dar. Die gepunkteten Linien beschreiben jeweils pro Versuchsteil eine lineare Trendlinie. Anhand des Bestimmtheitsmaßes lässt sich erkennen, dass die Trendlinien teilweise nur wenig Aussagekraft bezüglich des Kurvenverlaufs haben, was auf die deutlichen Schwankungen zwischen den Punktepsioden zurückgeführt werden kann. Für R2-Wand (blaue Kurve) beschreibt der Trend dennoch einen augenscheinlich deutlich sinkenden Verlauf mit einer deutlich höheren Varianzaufklärung als in den anderen beiden Versuchsteile (Abbildung 5.17). Dieses würde bedeuten, dass die Amplituden der Schultergelenkwinkel in der Abduktionsbewegung im Verlauf der Aufgabe geringer wurden. Der *t*-Test gegen Null ergibt, dass der Versuchsteil R1-Tisch keinen Unterschied zeigt. R2-Wand (*t*

[35] = -6.85, $p < .001$) und R3-Tisch (t [35] = -2.65, $p < .05$) zeigen ein signifikantes Sinken im Vergleich zu Null. Somit kann herausgestellt werden, dass ein sinkendes Amplitudenverhalten sowohl in R2-Wand als auch in R3-Tisch stattfand. Allerdings sei hier angemerkt, dass das Bestimmtheitsmaß von R3 eher gering ist und daher der Trend als nicht deutlich eingeschätzt werden sollte.

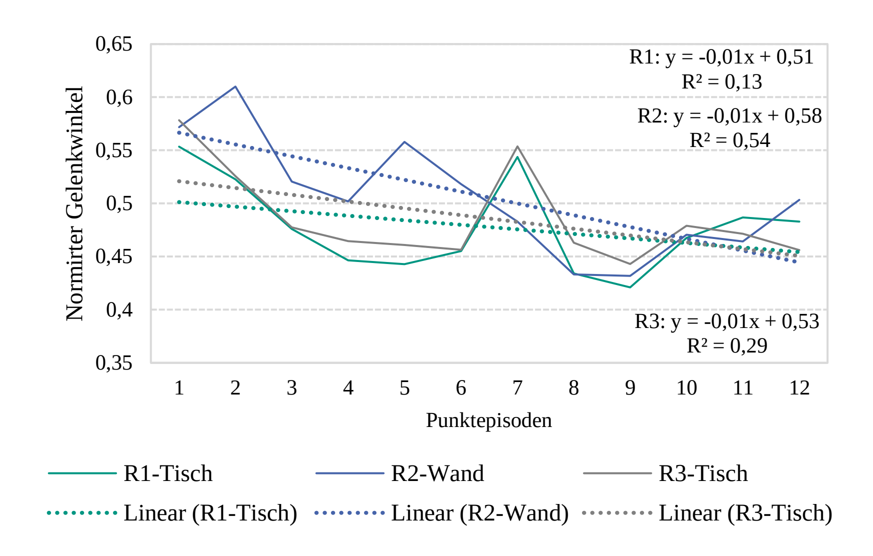


Abbildung 5.17: Durchschnittlicher Gelenkwinkelverlauf der Versuchsteile R1 bis R3. Die gestrichelten Linien sind Polynomfunktionen 1. Ordnung.

Bewegungsachse des COMs: Im zweiten Schritt wird die Bewegung des COM betrachtet. Hierzu werden die Steigungswerte der Bewegungsreichweiten anhand einer Polynomfunktion 1. Ordnung über die zwölf Punktepisoden berechnet. Die Varianzanalyse mit Messwiederholung zeigt, dass es Unterschiede im Bewegungsverhalten entlang der drei Raumachsen gibt (F [1.08, 11.87] = 342.21, $p < .001$). Die Abbildung C.1 im Anhang zeigt ein ähnliches Verhalten, wie es sich in der Musteraufgabe darstellt. Die post-hoc Tests zeigen zusätzlich, dass in allen drei Versuchsteilen die Bewegung entlang der *z*-Achse signifikant am geringsten ist. Diese sind in der Tabelle C.1 im Anhang

aufgelistet. Die statistische Analyse der Standardabweichung der Bewegungsgeschwindigkeit zeigt zudem, dass sich diese in den Achsen unterschieden (F [1.42, 51.00] = 14.85, $p < .001$). Tabelle C.2 im Anhang beschreibt die Ergebnisse der post-hoc Analyse. Wie in der Musteraufgabe finden in der *z*- Achse in R2 und R3 weniger variable Bewegungen statt. Die *x*- und *y*- Achse unterschieden sich nicht voneinander. Entsprechend der Ergebnisse ist dieser kinematische Ermüdungsindikator nach Fuller et al. (2011) ebenfalls eingetreten.

Distales und proximales Bewegungsverhalten: Als drittes wird überprüft, ob sich das distale (Handgelenk) vom proximalen Bewegungsverhalten (Schultergelenk) unterscheidet. Für die Verlaufsbetrachtung der Daten wird erneut die Steigung anhand einer Polynomfunktion 1. Ordnung für die jeweilige Variable berechnet. Dementsprechend liegt den folgenden Ergebnissen die gleiche Berechnungsgrundlage wie in der Musteraufgabe zugrunde. Die Steigungswerte werden anschließend ebenfalls mit Null verglichen, um ein signifikantes Steigen oder Sinken zu identifizieren. Für R1-Tisch besteht in keiner der betrachteten Bewegungsrichtungen ein signifikanter Unterschied zu Null. In R2-Wand zeigt sich im Unterschiedsvergleich mit Null (siehe Kapitel 5.2.3.3), dass im *SG* in der Abduktion-Adduktion eine signifikante Steigung stattgefunden hat (t [35] = -2.55, p < .05). Für die anderen betrachteten Bewegungsfreiheitsgrade des Schulter- und Handgelenks besteht kein signifikantes Steigen oder Sinken. Statistisch konnte kein signifikantes Sinken der BV belegt werden, dennoch lässt sich anhand des Verlaufs eine tendenziell geringere werdende BV erkennen (Anhang Abbildung C.2). In R3-Tisch gibt es kein signifikantes Ansteigen der *BV* im Schultergelenk in der Abduktion-Adduktion und keine sinkende *BV* im distalen Gelenk. Es lässt sich folglich nicht eindeutig herausstellen, dass eine kinematische Ermüdung stattgefunden hat. Dennoch lässt sich anhand der Verlaufsdaten in Abbildung C.2. im Anhang die Tendenz dazu ablesen, womit die Erfüllung dieses Kriteriums angenommen wird.

Zusammenfassend lässt sich für die Voraussetzungen des Aufgabenteils Randomisierung festhalten, dass sowohl ein Lernen als auch eine Ermüdung mit geringen Einschränkungen stattgefunden hat. Für die weiteren Analysen wird der Versuchsteil R2-Wand betrachtet, da auch in diesem Aufgabenteil in R3-

Tisch keine subjektive Wahrnehmung einer erhöhten Anstrengung oder Ermüdung angegeben wird.

5.4.2 Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse des Aufgabenteils Randomisierung dargestellt. Wie zuvor sind die Ergebnisse in die einzelnen Fragestellungen aus Kapitel 5.1 gegliedert.

5.4.2.1 Fragestellung 1: Sind die Parameter der BQ auf Stichprobenebene diagnostisch für die subjektiven Wahrnehmungen?

Zur Beantwortung der Fragestellungen wurde eine Produkt-Moment-Korrelation nach Bravais-Pearson durchgeführt. Die Variablen, die in die Analyse einflossen, waren die Wahrnehmungswerte der Anstrengung und Ermüdung ($r = .81$, $p < .001$) sowie die kinematischen Variablen, *LDLJ-ST*, *LDLJ-MW-AMP*, *LDLJ-ST-AMP*, *LDLJ-FREQ* und *LDLJ-ST-ABST*. Berücksichtigt werden nur die Ergebnisse mit einem mittelgroßen Effekt. Die gesamten Ergebnisse sind dem Anhang (Tabelle C.3 und C.4) zu entnehmen. Die Analyse zeigt, dass es zwei Parameter mit mittelgroßem Effekt gibt. Der Mittelwert der Amplituden des LDLJs im HG (*HG-LDLJ-MW-AMP*) zeigt einen negativen Zusammenhang ($r = -.50$, $p < .01$) mit der Ermüdung. Je kleiner der Mittelwert ist, desto höher sind die Ermüdungswerte. In diesem Fall bedeutet dieses, je schlechter die BQ durch die Peaks im HG ist, desto höher ist die Ermüdung. Der zweite Effekt beschreibt ebenfalls einen negativen Zusammenhang mit der Ermüdung. Je kleiner die Steigung der LDLJ-Werte in der BWS (*BWS-LDLJ-ST-AMP*) sind, desto höher ist die Ermüdung ($r = -.50$, $p < .01$). Dementsprechend kann die Hypothese R-H1-1 angenommen werden. Es bestehen Zusammenhänge zwischen den Parametern des LDLJs mit der Anstrengung oder Ermüdung auf der gesamten Stichprobenebene. Im Regressionsmodell besteht jeweils eine Aufklärung von 25 % ($r^2 = .25$) für Steigung der LDLJ-Werte in der BWS und den Mittelwert der Amplituden des LDLJs im HG in Bezug auf die Ermüdung. In der Modellzusammenfassung beider Parameter liefert das Modell eine Aufklärung von 30%.

5.4.2.2 Fragestellung 2: Verändern sich die Parameter der BQ und BV im zeitlichen Verlauf der Versuchsteile R2-Wand?

Die Beantwortung der Fragestellung erfolgte mit einem *t*-Test. Es werden von jedem Probanden die Parameter des LDLJs und der BV der ersten 64 Punkte, was vier Kreisen entspricht, mit den letzten 64 Punkten verglichen. Tabelle 4 (erste Spalte) enthält die Parameter, die einen signifikanten Anfang-Ende Vergleich zeigen. Auffällig ist, dass sich die Mittelwerte der Peaks am Anfang und Ende der Aufgabe in allen Segmenten unterscheiden. Dieses Bild hat sich auch in der Musteraufgabe dargestellt. Ein Unterschied zur Musteraufgabe besteht darin, dass sich in einigen Segmenten auch die Frequenz der Peaks unterscheidet. Weiterhin fällt auf, dass sich der *CV*-Wert der BV in allen Segmenten bis auf das HG unterscheidet. In den sich unterscheidenden Segmenten nehmen die Schwankungen in der BV zum Ende der Aufgabe zu. Anhand der Ergebnisse wird die Hypothese R-H2-1, dass Unterschiede in den Parametern des *LDLJs* und der BV zwischen dem Beginn eines Versuchsteils und dessen Ende bestehen, angenommen.

Zur Beantwortung der Frage, inwiefern diese Veränderungen zur Erklärung für die Anstrengung und Ermüdung beitragen, wurde eine Produkt-Moment-Korrelation durchgeführt. Die Grundlage dieser Analyse sind die Differenzwerte der sich unterscheidenden Parameter und die Werte der Anstrengung und Ermüdung. Tabelle 4 stellt in den Spalten „Anstrengung“ und „Ermüdung“ diese Ergebnisse dar. Bei diesen handelt es sich durchgehend um kleine Effekte, da diese unter einem $r < .50$ bleiben. Die Hypothese R-H3-1 wird demnach nicht angenommen.

Tabelle 4: Vergleich zwischen dem Beginn der Aufgabe und dem Ende in den Parametern des LDLJs und der BV. Die zwei rechten Spalten stellen die Ergebnisse der Korrelationsanalyse der herausgefunden Unterschiedsparameter mit der Anstrengung und Ermüdung dar.

Parameter	***t*-Test**	**Anstrengung**	**Ermüdung**
BWS-LDLJ-ST	$t\ [35] = 3.56$ $p < .01$	*n. s.*	*n. s.*
SG-LDLJ-ST	$t\ [35] = 2.51$ $p < .05$	*n. s.*	*n. s.*
HWS-LDLJ-MW-AMP	$t\ [35] = -15.45$ $p < .001$	$r = .37$ $p < .05$	$r = .42$ $p < .01$
BWS-LDLJ-MW-AMP	$t\ [35] = -16.46$ $p < .001$	$r = .44,$ $p < .01$	$r = .39$ $p < .01$
SG-LDLJ-MW-AMP	$t\ [35] = -16.59$ $p < .001$	*n. s.*	*n. s.*
EB-LDLJ-MW-AMP	$t\ [35] = -19.40$ $p < .05$	*n. s.*	$r = .31$ $p < .05$
HG-LDLJ-MW-AMP	$t\ [35] = -15.45$ $p < .001$	*n. s.*	*n. s.*
SG-LDLJ-ST_AMP	$t\ [35] = 2.19$ $p < .05$	*n. s.*	*n. s.*
BWS-LDLJ-FREQ	$t\ [35] = 2.14$ $p < .01$	*n. s.*	*n. s.*
EB-LDLJ-FREQ	$t\ [35] = 3.13$ $p < .05$	*n. s.*	*n. s.*
HG-LDLJ-FREQ	$t\ [35] = 2.32$ $p < .05$	*n. s.*	*n. s.*
HG-LDLJ-ST-ABST	$t\ [35] = -2.36$ $p < .05$	*n. s.*	*n. s.*
HWS-BV-CV	$t\ [35] = -3.37$ $p < .01$	*n. s.*	*n. s.*
BWS-BV-CV	$t\ [35] = -2.02$ $p < .05$	*n. s.*	*n. s.*
SG-BV-CV	$t\ [35] = -2.95$ $p < .01$	$r = .47$ $p < .01$	$r = .31$ $p < .05$
EB-BV-CV	$t\ [35] = -2.77$ $p < .01$	*n. s.*	*n. s.*

5.4.2.3 Fragestellung 3: Gibt es Unterschiede in der BV zwischen den Körpersegmenten?

Die, für die Beantwortung der Fragestellung verwendete, Varianzanalyse zeigt, dass sich die mittlere BV signifikant zwischen den betrachteten Segmenten unterscheidet (F [4, 140] = 15.19, p < .001). Der paarweise Vergleich erfolgt mit einem Bonferroni-korrigierten t-Test. Die Abbildung 5.18 repräsentiert die mittlere BV je Segment.

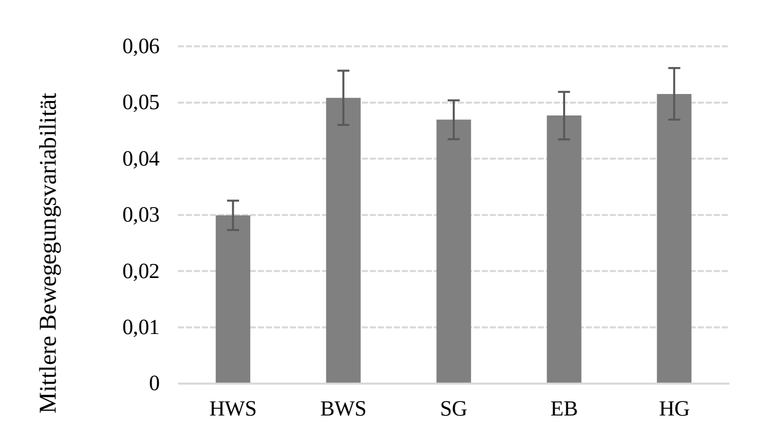


Abbildung 5.18: Durchschnittliche mittlere BV der fünf Körpersegmente mit Konfidenzintervall

Wie bei dem Aufgabenteil Muster fällt auf, dass die mittlere BV der Halswirbelsäule am geringsten ist und sich signifikant von den anderen Segmenten (t_{BWS} [35] = -7.72 p < .001, t_{SG} [35] = -8.70 p < .001, t_{EB} [35] = -6.40 p < .001, t_{HG} [35] = -6.67 p < .001) unterscheidet. Die weiteren vier Körpergelenke unterscheiden sich nicht signifikant voneinander. Die Hypothese R-H4-1 wird folglich angenommen. Auch in diesem Aufgabenteil werden die großen Streuungen deutlich (Abbildung 5.18). Die Streuung der Daten bestätigt die Motivation die Stichprobenebene für die weitere Analyse von Strategieänderungen zu verlassen.

5.4.2.4 Fragestellung 4: Können Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen von Probanden anhand von Parametern der BV und BQ differenziert werden?

Zur Bearbeitung dieser Fragestellung werden die Probanden, äquivalent dem Vorgehen in Kapitel 5.3.2.4, in neun Gruppen basierend auf der Anstrengung und der Ermüdung eingeteilt. Die Gruppen erstrecken sich dabei von Gruppe 1 (niedrige Anstrengung, niedrige Ermüdung) bis zu Gruppe 9 (hohe Anstrengung, hohe Ermüdung). Die Zusammensetzungen der Gruppen und die Anzahl der zugeordneten Probanden ist in Tabelle 5 zusammengefasst. Auch für diesen Aufgabenteil werden nachfolgend die Gruppen 1, 5 und 9 detaillierter betrachtet. Wie in Kapitel 5.3.2.4 wird der Kruskal-Wallis-Test und für den paarweisen Vergleich der Dunn-Bonferroni-Test angewendet Die Variablen sind erneut die folgenden für die fünf betrachteten Segmente: *LDLJ-ST*, *LDLJ-MW-AMP*, *LDLJ-ST-AMP*, *LDLJ-FREQ*, *LDLJ-ST-ABST*, *BV-CV* sowie *BV-ST*. Es zeigt sich, dass es einen signifikanten Unterschied in der Steigung der Frequenz von Peaks des LDLJ im Schultergelenk (*LDLJ-ST-ABST)* gibt ($H(2) = 7.27$, $p < .05$). Der paarweise Vergleich stellt die detaillierten Unterschiede in den Gruppen dar (siehe Abbildung 5.19).

Tabelle 5: Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen mit deren Zusammensetzung und den Differenzierungen über LDLJ- und CV-basierte Parameter zu den anderen Gruppen

Gruppe	Anstrengung	Ermüdung	n
1	niedrig	niedrig	5
2	niedrig	mittel	1
3	niedrig	hoch	-
4	mittel	niedrig	5
5	mittel	mittel	4
6	mittel	hoch	1
7	hoch	niedrig	1
8	hoch	mittel	8
9	hoch	hoch	11

Zunächst fällt auf, dass kein einheitlicher Trend über die Gruppen hinweg besteht, sondern sich ein U-förmiger Verlauf zeigt. Personen mit mittleren Anstrengungs- und Ermüdungswerten zeigen eine signifikant geringere Steigung der Frequenz von Peaks des LDLJ im Schultergelenk als Personen mit hohen Anstrengungs- und Ermüdungswerten (z = -2.59, p < .05, r = .51). Zur Gruppe 1, Personen mit niedrigen Anstrengungs- und Ermüdungswerten, besteht kein Unterschied, was auf den U-förmigen Verlauf zurückzuführen ist.

Im nächsten Auswertungsschritt werden die Gruppen 1 und 2 (niedrige Anstrengung, A-1) zusammengefasst und mit den ebenfalls zusammengefassten Gruppen 4, 5 und 6 (mittlere Anstrengung, A-2) sowie 7, 8 und 9 (hohe Anstrengung, A-3) verglichen. Dadurch können Parameter identifiziert werden, welche die Anstrengungsgruppen unabhängig von der Ermüdung differenzieren können, die in Abbildung 5.20 dargestellt sind. Die mittlere Amplitudenhöhe von Peaks im LDLJ (*LDLJ-MW-AMP*) unterscheidet sich sowohl im Schultergelenk (H(2) = 6.40, p < .05) als auch im Handgelenk (H(2) = 6.79, p < .05). Der paarweise Vergleich stellt dar, dass sich im Schultergelenk nur die Gruppe A-2 von der Gruppe A-1 unterscheidet (z = 2.46, p < .05, r = .61, Abbildung 5.20 b). Während im Handgelenk die Differenzierung zwischen der Gruppe A-3 und der Gruppe A-1 (z = 2.60, p < .05, r = .51, Abbildung 5.20 b) besteht. Zudem unterscheidet sich die Steigung der zeitlichen Abstände der Peaks im LDLJ des Handgelenks (*LDLJ-ST-ABST*, H(2) = 7.43, p < .05). Dieses stellt sich zwischen den Gruppen A-2 und A3 dar (z = -2.56, p < .05, r = .47, Abbildung 5.20 c). Die Abstände zwischen den Peaks im LDLJ im zeitlichen Verlauf werden somit in Gruppe A-3 (hohe Anstrengung) größer, wohingegen sie in Gruppe A-2 (mittlere Anstrengung) kleiner werden. Auch hier zeichnet sich ein U-förmiger Verlauf und kein eindeutiger Trend über die drei Anstrengungsgruppen hinweg ab.

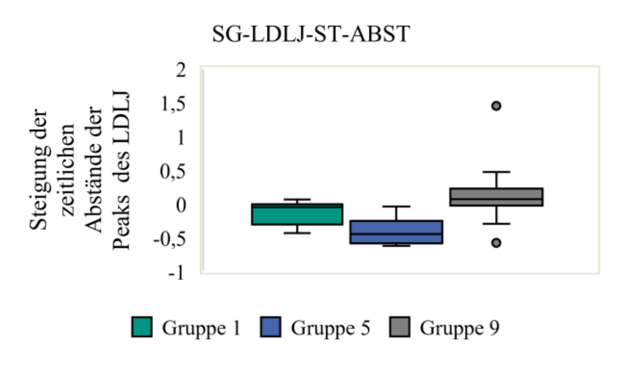


Abbildung 5.19: Vergleich der Gruppen 1, 5 und 9 anhand von BV- und LDLJ-basierten Parametern

Im nächsten Schritt der Auswertung sollen die Parameter identifiziert werden, die die Ermüdung unabhängig von der Anstrengung differenzieren. Dazu werden die Gruppen 1, 4 und 7 (niedrige Ermüdung, E-1) zusammengefasst und mit den zusammengefassten Gruppen 2, 5 und 8 (mittlere Ermüdung, E-2) sowie 6 und 9 (hohe Ermüdung, E-3) verglichen. Bei der Auswertung der Daten fällt auf, dass sich die Probanden mit hoher Ermüdung (Gruppe E-3) nicht signifikant von den Probanden mit einer mittleren Ermüdung (Gruppe E-2) differenzieren lassen. Allerdings lassen sich die Probanden mit einer niedrigen Ermüdung (Gruppe E-1) deutlich von den beiden anderen Gruppen differenzieren. Bei einem Blick auf Abbildung 5.21 und Abbildung 5.22 fällt auf, dass es im Vergleich zu den vorangegangen Auswertungsschritten mehrere Effekte gibt, die im Folgenden dargestellt werden.

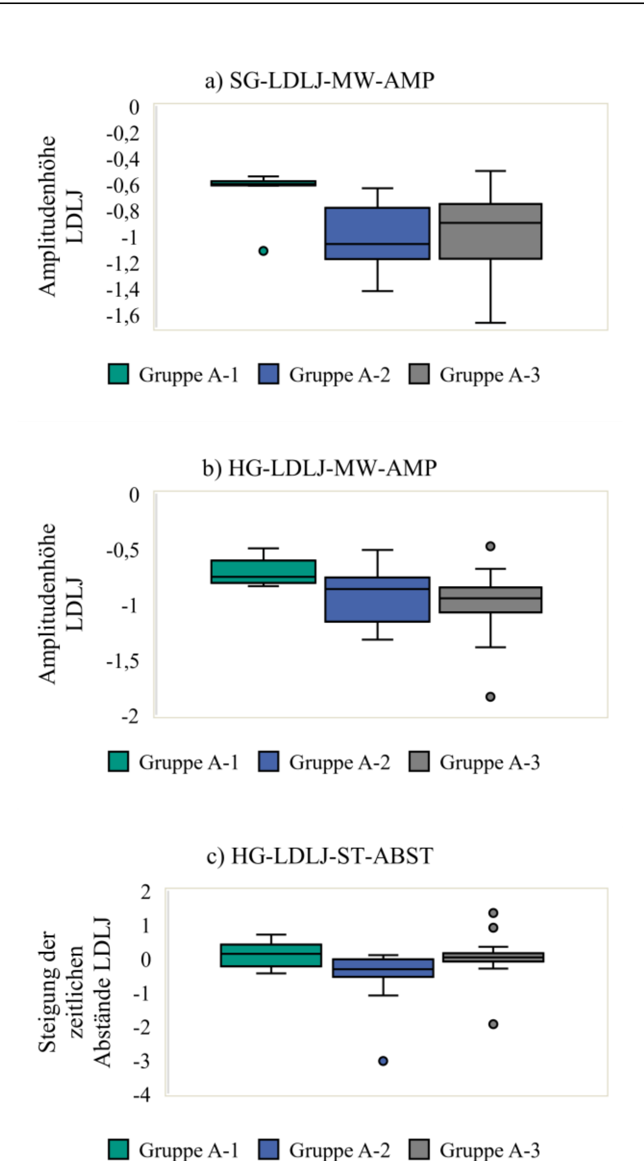


Abbildung 5.20: Vergleich der Anstrengungsgruppen A-1, A-2 und A-3 anhand von LDLJ-basierten Parametern

In der BWS stellt sich ein Unterschied in der Steigung des LDLJs (*LDLJ-ST*, $H(2) = 9.69$, $p < .01$) heraus. Gruppe E-1 weist eine signifikant höhere Steigung des LDLJ auf als die Gruppen E-2 ($z = 3.55$, $p < .05$, $r = .72$) und E-3 ($z = 2.40$, $p < .05$, $r = .50$). Das bedeutet, dass die BQ bei Personen mit niedriger Ermüdung im zeitlichen Verlauf mehr zunimmt als bei Personen mit einer mittleren oder sogar hohen Ermüdung. Zusätzlich ist zu beobachten, dass sich die Gruppen E-2 und E-3 zwar nicht signifikant unterscheiden, die Steigung in Gruppe E-3 aber wieder leicht zunimmt. Somit bildet sich ein U-Förmiger Verlauf aus. In der BWS gibt es zudem auch eine Differenzierung in der Steigung der mittleren Amplitudenhöhe der Peaks des LDLJs (*LDLJ-ST-AMP*, $H(2) = 8.90$, $p < .05$, Abbildung 5.21 b). Dieses gilt für die Gruppen E-3 und E-1 ($z = 2.81$, $p < .05$, $r = .58$). Daraus lässt sich schließen, dass die Amplituden der Peaks bei Personen mit einer hohen Ermüdung im Verlauf größer werden. Im HG besteht ebenfalls ein Effekt in der Steigung der mittleren Amplitude der Peaks ($H(2) = 7.18$, $p < .05$, Abbildung 5.21 c). Bei Personen mit hoher Ermüdung, Gruppe E-3, werden im Verlauf die Amplituden im LDLJ größer als bei Personen mit niedrigerer Ermüdung, Gruppe E-1 ($z = 2.58$, $p < .05$, $r = .54$). Zusätzlich zu den Segmenten BWS und HG differenzieren zwei weitere Parameter der HWS die Gruppen. Dazu zählen die Steigung der mittleren Amplitude ($H(2) = 8.90$, $p < .05$) und die Steigung der zeitlichen Abstände ($H(2) = 8.90$, $p < .05$, Abbildung 5.21 der Peaks des LDLJs. Die Steigung der Amplitudenhöhe in der HWS (Abbildung 5.22 a) der Gruppe E-1 unterscheidet sich jeweils zu der Gruppe E-2 ($z = 2.61$, $p < .05$, $r = .53$) als auch zu der Gruppe E-3 ($z = 2.47$, $p < .05$, $r = .51$). Dieses Ergebnis zeigt, dass die Amplitudenhöhe der Peaks des LDLJ im zeitlichen Verlauf höher werden, wenn die Probanden eine mittlere oder höhere Ermüdung angeben. Das gleiche Bild ergibt sich in der Steigung der zeitlichen Abstände von Peaks des LDLJ in der HWS (Abbildung 5.22 b). Die zeitlichen Abstände der Peaks im LDLJ nehmen im Verlauf der Probanden aus den Gruppen E-2 ($z = 2.82$, $p < .05$, $r = .57$) und E-3 ($z = 2.61$, $p < .05$, r = .54) mehr ab als im Verlauf der Probanden aus Gruppe E-1.

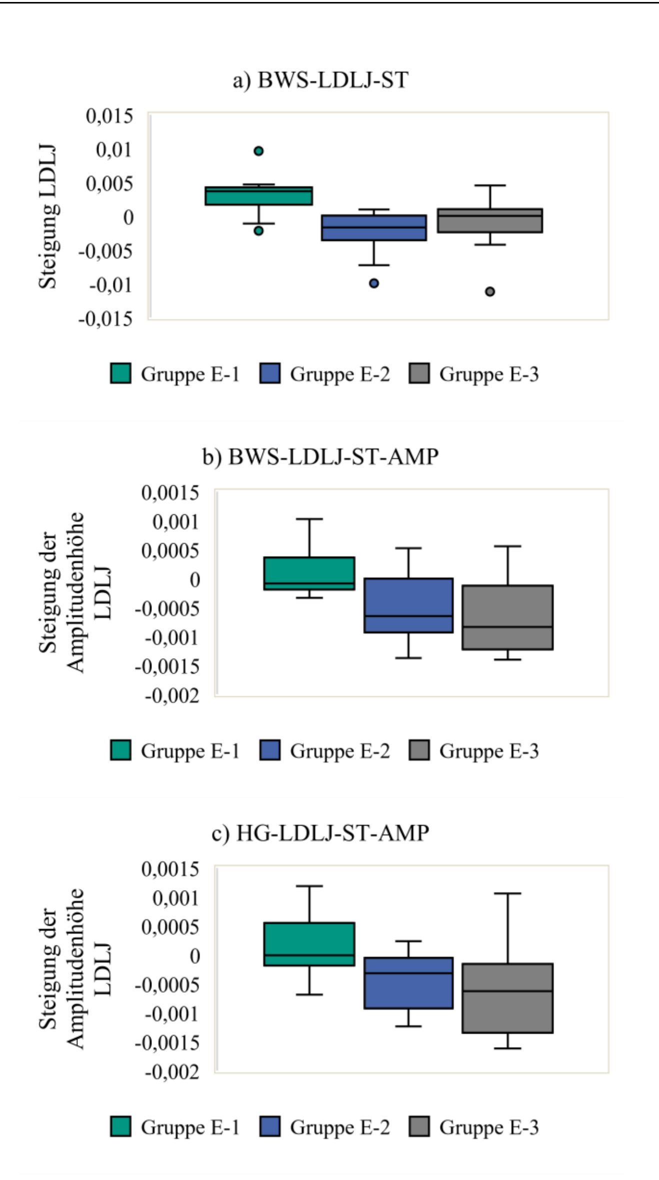


Abbildung 5.21: Vergleich der Ermüdungsgruppen E-1, E-2 und E-3 anhand von BV- und LDLJ-basierten Parametern

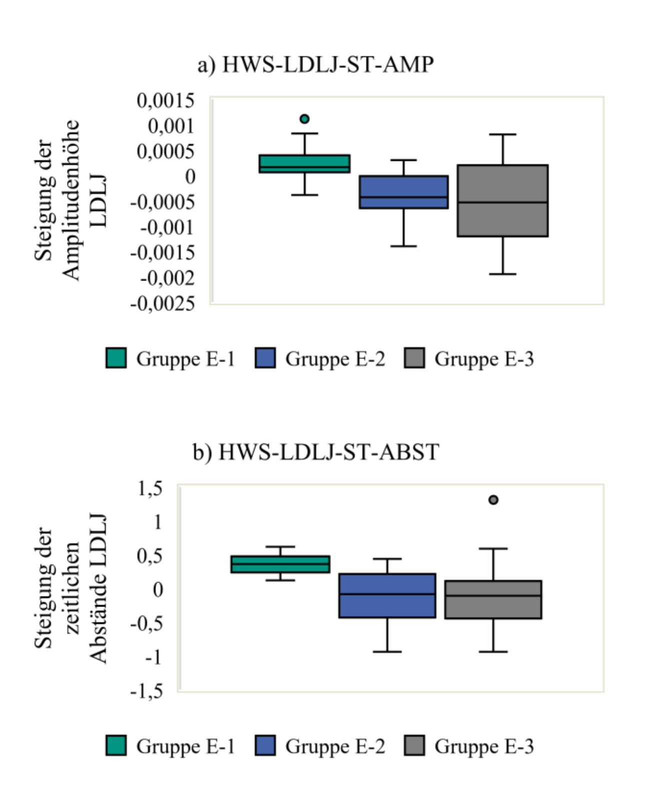


Abbildung 5.22: Vergleich der Ermüdungsgruppen E-1, E-2 und E-3 anhand von BV- und LDLJ-basierten Parametern

Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse, dass eine Differenzierung der Gruppen basierend auf der Anstrengung und der Ermüdung der Probanden durch die verschiedenen Parameter des LDLJ möglich ist. Durch dieses Ergebnis ist die Prüfung der Hypothese R-H5-1 positiv zu bewerten und die Hypothese anzunehmen. Darüber hinaus lassen sich sowohl die Anstrengung (Abbildung 5.20) als auch die Ermüdung (Abbildung 5.21 und Abbildung 5.22) unabhängig von dem jeweils anderen subjektiven Maß signifikant durch die Parameter des LDLJ differenzieren. Basierend auf diesem Ergebnis kann auch die Hypothese R-H6-1 angenommen werden.

5.4.3 Diskussion

Der Aufgabenteil Randomisierung kann als eine Abfolge von Quasiwiederholungen beschrieben werden. Die Bewegungen treten innerhalb der Kreisepisoden immer wieder ähnlich, jedoch nicht gleich, auf. Die Voraussetzungen von Lerneffekten in Versuchsteil R1-Tisch und einer induzierten Ermüdung in Versuchsteil R2-Wand können auch in diesem Aufgabenteil als erfüllt bewertet werden. Ebenso wie in der Muster-Aufgabe wird auch hier der R2-Wand Versuchsteil als Messteil verwendet, da die subjektiv empfundene Anstrengung und Ermüdung in R3-Tisch sehr gering sind.

Die Bewegungsqualität: Die Ergebnisse der Fragestellung 1 zeigen, dass der Mittelwert der Amplituden von Peaks des LDLJ im HG einen negativen Zusammenhang mit der Ermüdung bildet. Eine niedrige Ermüdung steht mit erhöhten Peaks im HG in einem Zusammenhang. Das gleiche gilt für die Steigung der Amplituden in der BWS. Dieser Zusammenhang beschreibt, dass größer werdende Ausschläge in Richtung einer niedrigen BQ mit einer erhöhten Ermüdung zusammenhängen. In diesem Aufgabenteil sind keine Parameter auf der Stichprobenebene diagnostisch für die Anstrengung. Die Auswertung der Fragestellung 4 zeigt, dass von den beiden, im Zusammenhang stehenden, Parametern nur *BWS-LDLJ-ST-AMP* die Ermüdungsgruppen differenziert. *HG-LDLJ-MW-AMP* ist zwar auf der Stichprobenebene diagnostisch für die Ermüdung, differenziert aber in Fragestellung 4 nur die Anstrengungsgruppen. Fragestellung 2 zeigt eine Vielzahl Veränderungen in den LDLJ-Parametern, die die Peaks beschreiben (*MW-AMP*, *ST-AMP*, *FREQ*), zwischen dem Anfang und dem Ende der Aufgabe in allen Segmenten. Dieses Ergebnis lässt den Rückschluss auf eine hohe Relevanz der Peaks des LDLJ für die Anstrengung und die Ermüdung zu, auch wenn diese auf Stichprobenebene keinen Zusammenhang untereinander aufweisen (siehe auch Kapitel 5.3.3). Fragestellung 4 bestätigt diesen Befund durch die Vielzahl an Parametern bezüglich der Peaks im LDLJ, die die Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen differenzieren. Zunächst fällt auf, dass es, trotz einem hohen gemeinsamen Varianzanteil zwischen Anstrengung und Ermüdung, lediglich Parameter gibt, die eine der beiden Wahrnehmungen unabhängig von der jeweils anderen differenzieren können. Hervorzuheben ist an dieser Stelle, dass es jeweils einen Parameter

gibt, der die Anstrengungs- (*BWS-LDLJ-ST*) und die Ermüdungsgruppen (*HG-LDLJ-ST-ABST*) differenziert, die keinem linearen Verlauf folgen. Denn beide Parameter sind in den mittleren Gruppen geringer als sowohl in den hohen als auch den niedrigen Anstrengungs- beziehungsweise Ermüdungsgruppen. Dieser U-förmiger Verlauf ist ein weiterer Indikator für wechselnde Verhaltensstrategien im Verlauf der Aufgabe, die sich auf die LDLJ-Parameter auswirken. Zudem kann ein solcher Befund auch zu einem gewissen Anteil erklären, warum nicht mehr Korrelationseffekte auf der Stichprobenebene vorliegen und warum eine Betrachtung auf der individuellen Ebene relevant für die Analyse des LDLJ ist.

Die Bewegungsvariabilität: Zunächst fällt auf, dass die BV-Parameter in diesem Aufgabenteil keine Diagnostizität für die Anstrengung oder die Ermüdung auf Stichprobenebene zeigen (Fragestellung 1). Darüber hinaus differenziert keiner der BV-Parameter die Anstrengungs- oder Ermüdungsgruppen (Fragestellung 4). Im Rahmen von Fragestellung 2 zeigt sich jedoch, dass sich der *CV*-Wert der BV in allen Segmenten, außer dem HG, zwischen Anfang und Ende unterscheidet. Der *CV*-Wert ist in allen Segmenten am Ende signifikant niedriger als am Anfang. Die vermehrten Schwankungen zwischen gleichmäßigen und ungleichmäßigen Bewegungen im Verlauf der Aufgabe können auf eine Verringerung der Stabilisierung der entsprechenden Segmente hinweisen. Dadurch, dass die differenzierenden Parameter keine Zusammenhänge mit der Anstrengung oder der Ermüdung zeigen, kann die Hypothese abgeleitet werden, dass die BV basierend auf den vorliegenden Daten keinen direkten Einfluss auf die Anstrengung und die Ermüdung hat.

5.5 Vergleichende Betrachtung

Ziel dieser Untersuchung ist es herauszufinden, inwiefern die BQ, die durch den LDLJ ausgedrückt wird, relevant für die Konstrukte der Anstrengung und Ermüdung innerhalb von zwei körperlich belastendenden Aufgaben ist. Die Annahme, dass sich eine Wahrnehmung der Anstrengung oder Ermüdung durch eine induzierte Belastung auf den folgenden Versuchsteil auswirken, musste auf der Wahrnehmungsebene verworfen werden. Es zeigt sich zwar,

dass sich die Versuchsteile, R2-Wand und M2-Wand, von den anderen unterscheiden und sich dementsprechend die subjektiven Wahrnehmungen der Versuchsteile von denen, mit an der Wand hängenden Bildschirm, unterscheiden. Allerdings stellt sich heraus, dass die induzierte Belastung die wahrgenommene Anstrengung im letzten Versuchsteil nicht beeinflusst. Diese ist sogar in M3/R3-Tisch geringer ausgeprägt als in M1/R1-Tisch. Das gleiche Bild ergibt sich nach der Analyse der Ausprägung der Ermüdung. Auch hier hält die Ermüdung nicht an und zeigt sich in der Ausprägung der Ermüdung in M3-Tisch oder R3-Tisch. Festzuhalten ist, dass durch eine veränderte Haltung der ausführenden oberen Extremität sowohl eine höhere Anstrengung als auch Ermüdung induziert wurde. Die komfortablere Armposition und die Aussicht auf das bevorstehende Aufgabenende könnte mit der geringeren Wahrnehmung der Anstrengung und Ermüdung in M3 und R3 verbunden sein. Die Kenntnis über das Ende der Aufgabe kann bei der Bewertung der Anstrengung und Ermüdung beeinflusst haben (Marcora & Staiano, 2010; Swart et al., 2012).

In diesem Kapitel werden die beiden Auswertungen zu Muster und Randomisierung verglichen. Insbesondere werden deren Unterschiede und Gemeinsamkeiten herausgestellt. Im Zuge der Diskussion von Aufgabenteil 1 Muster entstand die Fragestellung nach dem Zusammenhang zwischen Anstrengung, Ermüdung und den LDLJ-basierten Parametern, die nur die Anstrengungsgruppen differenzieren. Nach der Auswertung von Aufgabenteil 2 Randomisierung kann die aufgestellte Annahme, dass eine erhöhte Anstrengung zu einer Ermüdung führen könnte, nicht bestätigt werden. Auch die Ermüdung kann in Aufgabenteil 2 genauso durch LDLJ-Parameter differenziert werden wie die Anstrengung. Von daher muss es eine andere Begründung dafür geben, warum die Ermüdung in Aufgabenteil 1 nicht differenziert werden kann. Die Ergebnisse aus beiden Aufgabenteilen zu Fragestellung 4 legen die Vermutung nahe, dass die Ermüdung in Aufgabenteil 1 zu einem gewissen Grad durch die Anstrengung und das entsprechende Verhalten kompensiert werden konnte. In Aufgabenteil 2 hingegen konnte möglicherweise die Ermüdung nicht kompensiert werden, weshalb diese auch in einen direkten Zusammenhang mit LDLJ-Parametern gebracht werden kann. Im Rahmen von Fragestellung 1 zeigte sich, dass in Muster nur ein mit der Anstrengung korrelierender Parameter und in

Randomisierung nur korrelierende Parameter für die Ermüdung identifiziert werden konnten.

Insgesamt zeigen sich unter den Parametern, die die Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen differenzieren, fast ausschließlich Parameter bezüglich der Peaks im LDLJ in beiden Aufgabenteilen. Dies zeigt die hohe Relevanz der Peaks im LDLJ im Zusammenhang mit der Anstrengung und der Ermüdung. In Aufgabenteil Randomisierung zeigt sich bei jeweils einem Parameter, der die Anstrengung (*BWS-LDLJ-ST*) beziehungsweise die Ermüdung (*HG-LDLJ-ST-ABST*) differenziert, ein U-förmiger Verlauf. In anderen Worten sind beide Parameter in den mittleren Gruppen geringer als sowohl in den hohen als auch den niedrigen Anstrengungs- bzw. Ermüdungsgruppen. Dieses Ergebnis ist ein wichtiger Indikator für wechselnde Verhaltensstrategien im Verlauf der Aufgabe, die sich auf die LDLJ-Parameter auswirken. Darüber hinaus motiviert das Ergebnis die detaillierte Analyse des Verhaltens auf der individuellen Ebene in Experiment II. Für eine derartige Analyse wird an dieser Stelle vermutet, dass nicht zwingend lineare Zusammenhänge ausschlaggebend für eine erhöhte Anstrengung oder Ermüdung sein müssen. Diese Vorannahme wird durch die Ergebnisse aus Fragestellung 2 gestützt. Dort können mehere LDLJ-Parameter identifiziert werden, die sich zwischen dem Anfang und dem Ende beider Aufgabenteile unterscheiden, allerdings keinen Zusammenhang gegenüber der Anstrengung und der Ermüdung aufweisen. Die Zusammenhänge wurden mit der Korrelationsanalyse geprüft, welche lineare Zusammenhänge quantifiziert. Auf der einen Seite stützt das Ergebnis die Vorannahme der nicht zwingenden Linearität für Experiment II, auf der anderen Seite wird auch die individuelle Betrachtungsebene motiviert. Ein weiterer Diskussionspunkt mit wichtigen Implikationen für das zweite Experiment ist die Differenzierung zwischen dem Anfang und dem Ende beider Aufgabenteile durch die BV-Parameter. Sowohl in Aufgabenteil Muster als auch Randomisierung zeigen sich am Ende der Aufgabenteile signifikant höhere Steigungen beziehungsweise *CV*-Werte der BV in allen Segmenten außer dem HG in Randomisierung. Dieses Ergebnis kann dahingehend interpretiert werden, dass die Stabilisierung in Segmenten im Verlauf der Aufgabe und somit auch im Verlauf der Anstrengung aufgegeben wird. Dadurch, dass die sich unterscheidenden BV-Parame-

ter keinen Zusammenhang für die Anstrengung oder die Ermüdung auf Stichprobenebene zeigen, wird in Randomisierung die Hypothese abgeleitet, dass die BV basierend auf den vorliegenden Daten keinen direkten Einfluss auf die Anstrengung und die Ermüdung hat, sich aber durch die Veränderungen in der Stabilisierung ein Indikator bildet, in welchem Segment sich Strategien verändern. Diese Begründung kann auch auf Muster angewandt werden. Dieser Zusammenhang kann auch als Vorannahme für die weiteren Analysen im Rahmen von Experiment II herangezogen werden, um deren Einflüsse dort zu überprüfen.

Beide Aufgabenteile haben grundsätzlich gemein, dass in Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen in beiden Aufgabenteilen signifikant über die verschiedenen Parameter differenziert werden können. Eine erhöhte Anstrengung sowie eine erhöhte Ermüdung können in beiden Aufgabenteilen aus Veränderungen der kinematischen Parameter hergeleitet werden. Beide Aufgabenteile unterscheiden sich jedoch darin, dass der Aufgabenteil Muster wiederkehrenden rhythmischen Episoden innerhalb diskreter Sequenzen entspricht und der Aufgabenteil Randomisierung Quasiwiederholungen beinhaltet (Hogan & Sternad, 2007). Dies äußert sich entsprechend der Theorie darin, dass bei Verlust des Rhythmus im Aufgabenteil Muster schneller wieder in den Rhythmus zurückgefunden werden kann, da ein deutlicher Verlauf der Bewegungen wahrgenommen wird. Dies zeigt sich in den vorliegenden Ergebnissen bereits in der Bewegungszeit, die im Aufgabenteil Muster signifikant geringer ist als im Aufgabenteil Randomisierung ($t(35) = -7.41$, $p < .001$). Darüber hinaus zeigen sich auch Unterschiede in der Differenzierung von Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen, die vor dem Hintergrund der genannten Unterschiede im Aufgabendesign diskutiert werden. Im Aufgabenteil Muster können sowohl Parameter identifiziert werden, die die Anstrengung, die Ermüdung, als auch die Kombination aus beiden differenzieren. In dem Aufgabenteil Randomisierung kann kein Parameter identifiziert werden, der sowohl die Anstrengung und Ermüdung differenziert. Hier gibt es lediglich Parameter, die entweder die Anstrengung oder die Ermüdung differenzieren. Dieser Unterschied könnte darauf zurückzuführen sein, dass sich die zeitliche Abhängigkeit von Anstrengung und Ermüdung ändert, was bereits in Kapitel 5.3 dargelegt wurde. Die längere Bewegungszeit in Randomisierung könnte, wie beschrieben, auf den

erhöhten Zeitbedarf zurückzuführen sein, der gebraucht wird, um die Aufgabe nach einem Verlust des Rhythmus wieder fortzusetzen. In dieser Zeit wird der Arm in einer ähnlichen Position gehalten oder auch bewegt. In einer unveröffentlichten Masterarbeit wurde hierzu herausgefunden, dass eine verdeckende Hand nicht für die längere Zeit verantwortlich ist. Prozesse wie diese, könnten dazu führen, dass sich die Anstrengung und die Ermüdung, trotz des hohen Anteils an gemeinsamer Varianz, unterschiedlich zueinander verhalten und einen unterschiedlichen Ursprung haben. Des Weiteren unterscheiden sich die Parameter und deren Effektstärke in der Differenzierung von Anstrengung und Ermüdung zwischen Muster und Randomisierung. Während in Muster die Anstrengung von deutlich mehr Parametern und deutlich stärker differenziert werden konnte, trifft dies in Randomisierung auf die Ermüdung zu. Zudem unterscheiden sich die Parameter in ihrer Differenzierungsfähigkeit. Hier sind die Steigung der Amplitudenhöhe von Peaks im LDLJ sowie die Veränderung in deren Frequenz in der Brustwirbelsäule zu nennen, die in Muster die Anstrengung und in Randomisierung zusätzlich die Ermüdung differenzieren.

5.6 Zusammenfassung

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass insbesondere die Peaks des LDLJ und deren verschiedene Parameter sensitiv gegenüber Veränderungen in der Anstrengung und auch der Ermüdung sind. Um zuverlässige Aussagen über die Anstrengung treffen zu können, lassen sich aus der vorliegenden Auswertung zwei Vorannahmen für Experiment II definieren. Als erstes kann davon ausgegangen werden, dass aufgrund von Strategiewechseln nicht zwingend lineare Verläufe von kinematischen Parametern eine erhöhte Anstrengung indizieren. Als zweites kann die BV dahingehend zur Beschreibung der Anstrengung beitragen, dass anhand dieser Segmente identifiziert werden können, die mehr oder weniger stabilisiert werden. Darüber hinaus zeigt sich der Bedarf einer Auswertung auf individueller Ebene, um der Vielfalt an Verhaltensweisen Rechnung zu tragen. Ebenfalls lässt sich zusammenfassen, dass die erste Studie LDLJ- und BV-basierte Parameter aufzeigt, mit denen sowohl die Anstrengung als auch die Ermüdung in beiden Aufgabentei-

len differenziert werden können. Ferner gibt es Unterschiede bezüglich der differenzierenden Parameter zwischen den Aufgabenteilen und die Frage nach der zeitlichen Abhängigkeit von subjektiven und kinematischen Parametern bleibt weiterhin offen. Diese Punkte werden in Experiment II adressiert.

6 Experiment II

Das Ziel des Experiments II ist die Identifikation des Zeitpunktes erhöhter Anstrengungswahrnehmung (ZEA). Dazu wird eine repetitive periodische Bewegungsfolge vorgegeben. Diese Art repetitiver Aufgaben ist notwendig, um Verhaltensänderungen aufgrund von Strategiewechseln durch steigende Anstrengungsempfindungen zu identifizieren und nicht aufgrund des Suchens von Punkten oder anderen Störeinflüssen. Eine Strategie ist in diesem Fall eine ausgewählte neuromuskuläre Lösung für die Durchführung einer motorischen Aufgabe. Die Strategieauswahl führt zu einem einzigartigen Bewegungsmuster mit intraindividueller BV und BQ (Schlaug, Knorr & Seitz, 1994). An dieser Stelle ergibt sich der Bedarf einer individuellen Betrachtung, da körperbedingte oder bewegungsbedingte Ausprägungen auf Stichprobenebene statistisch nicht berücksichtigt werden können (Bates, Dufek & Davis, 1992; Bates, 1996). Das Experiment II geht daher von der Annahme aus, dass sich innerhalb der individuellen Bewegungsausführungen dennoch Bewegungsmerkmale auf Stichprobenebene finden lassen, die ein Bewegungsmuster abbilden. Mittels Musterabgleich wird dieses Verhalten systematisch bei den einzelnen Probanden gesucht. Das Experiment besteht aus drei Bewegungsaufgaben, die in Kapitel 6.2 erläutert werden: lang ohne Metronom (LOM), lang mit Metronom (LMM) und Muster. Im Folgenden werden die Fragestellungen dargelegt, welche mit diesem Experiment beantwortet werden sollen.

6.1 Fragestellungen Experiment II

Fragestellung 1: Können die Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen durch die LDLJ- und BV-basierten Parameter, analog zu Experiment I, differenziert werden?

Die erste Fragestellung dieser Studie adressiert die Replikation der Ergebnisse aus Experiment I sowie eine vergleichende Betrachtung zwischen den Experimenten. Dazu werden Gruppen basierend auf der Anstrengung und der Ermüdung gebildet. Im Anschluss wird untersucht, inwieweit die Probandengruppen durch die LDLJ- und BV-Parameter differenziert werden können. Zusätzlich werden, ausgehend von der Aufgabenklassifikation bzgl. der rhythmischen Bewegungsform nach (Hogan & Sternad, 2007), mögliche Unterschiede in den Ergebnissen identifiziert. Um diese Fragestellung zu beantworten, werden die folgenden Hypothesen geprüft.

- H1-1: Es können Parameter identifiziert werden, die die Anstrengung und die Ermüdung unabhängig voneinander auf Stichprobenebene signifikant differenzieren.

- H2-1: Es liegen Unterschiede im Vergleich zu Experiment I in den Parametern vor, die die Anstrengung und die Ermüdung differenzieren.

Fragestellung 2: In welchem Zusammenhang stehen die Peaks des LDLJ und die empfundene Anstrengung?

Eine weitere Fragestellung, die sich aus der Diskussion des Experiment I ergeben hat, adressiert die zeitliche Abhängigkeit zwischen der Anstrengung und den kinematischen Parametern. Dabei fokussiert diese Fragestellung, inwieweit die höhe der Peaks des LDLJ den Verlauf der Anstrengung auf individueller Ebene abbilden können.

- H3-1: Es liegt ein Zusammenhang zwischen der Anstrengung und den Peaks des LDLJ im zeitlichen Verlauf auf individueller Ebene vor.

Fragestellung 3: Kann der Zeitpunkt identifiziert werden, ab dem die einzelnen Probanden eine erhöhte Anstrengung empfinden?

Nachdem in Fragestellung 1 ein analoges Auswertungsvorgehen zu Experiment I angewendet wird, adressiert diese Fragestellung die individuelle Differenzierung von Anstrengungsempfindungen. Diese werden während der Aufgabe kontinuierlich vom Probanden erfasst. Ein Anstrengungswert wird dabei

als niedrig eingestuft, wenn dieser <14 beträgt und als erhöhten bei einen Wert ≥14 (Borg, 1982; Borg, 1998, 2004) einsortiert. Ausgehend von den Erkenntnissen aus dem theoretischen Hintergrund und den Ergebnissen aus Experiment I wird die BV zur Identifikation des zu betrachtenden Segments genutzt. Mit Hilfe der Peaks des LDLJ sollen dann die Zeitpunkte, ab denen eine erhöhte Anstrengung empfunden wird (folgend ZEA genannt), identifiziert werden. Das Verfahren zur Identifikation des ZEA wird anhand des Aufgabenteils LOM entwickelt. Die Aufgabe LOM wird in Kapitel 6.2.1 näher beschrieben.

- H4-1: Es kann für jeden Probanden ein ZEA identifiziert werden, ab dem eine erhöhte Anstrengung (≥14) empfunden wird.

- H5-1: Der ZEA steht in Wechselwirkung mit der wahrgenommenen Anstrengung und Ermüdung, die nach der Aufgabe bewertet wurden.

Fragestellung 4: Welche Unterschiede bestehen im Bewegungsverhalten vor und nach dem ZEA?

Diese Fragestellung erfordert eine explorative Analyse. Es soll untersucht werden, inwiefern sich das Bewegungsverhalten vor und nach dem ZEA ergeben.

- H6-1: Es gibt kinematische Parameter, die sich vor und nach den identifizierten ZEA signifikant unterscheiden.

Fragestellung 5: Kann der ZEA in den Versuchsteilen LMM und Muster auf individueller Ebene identifiziert werden?

Die Bewegungsaufgabe LMM ist vom Aufbau und der Durchführung gleich der LOM-Bedingung. Allerdings besteht der Unterschied darin, dass ein Metronom den Takt der Bewegung vorgibt. Dieses dient dazu, Kompensationen durch Geschwindigkeitsänderungen zu kontrollieren. Die Muster-Aufgabe ist die gleiche wie in Experiment I. Die Bewegungsänderungen, die in Fragestellung 3 identifiziert werden, werden auf die Bewegungsaufgaben LMM und Muster übertragen. So soll nachgewiesen werden, dass das Identifikationsverfahren auf andere Aufgabentypen übertragbar ist.

- H7-0: Die Vorgehensweise zur Identifikation des ZEA ist unabhängig von dem betrachteten Aufgabenteil.

Fragestellung 6: Bestehen die gleichen Unterschiede im Bewegungsverhalten vor und nach dem ZEA im Versuchsteil LMM und Muster?

Diese Fragestellung dient, wie Fragestellung 5, der Validierung des Vorgehens und soll aufzeigen, dass die gleichen Bewegungsänderungen durch den ZEA identifiziert werden können, wie in Aufgabenteil LOM.

- H8-1: Es gibt kinematische Parameter, die sich vor und nach den identifizierten ZEA aufgabenunabhängig unterscheiden.

6.2 Methodisches Vorgehen

Bei der Bewegungsaufgabe handelt es sich, wie in Experiment I, um eine einfache Punkt-zu-Punkt Bewegung. Eine Änderung zu Experiment I besteht u. a. darin, dass die Teilnehmer in zwei Aufgabenteilen bis an Ihre Leistungsgrenzen gehen sollen. Es werden kinematische Daten, die subjektiven Angaben zur Anstrengung, Ermüdung und Aufgabenbeanspruchung erfasst. Zusätzlich liegt ein Fokus auf der kontinuierlichen Erfassung der wahrgenommenen Anstrengung.

6.2.1 Versuchsaufbau

Bei den gewählten Punkt-zu-Punkt Bewegungen handelt es sich um periodische Bewegungsabfolgen. Es kann per Definition nicht uneingeschränkt von einer streng-periodischen Abfolge gesprochen werden, da davon ausgegangen wird, dass die Bewegungen Schwankungen unterliegen, die durch Ermüdung, Kompensationen oder Ähnliches beeinflusst werden. Das heißt dennoch, dass bestimmte kinematischen Werte in nahezu regelmäßigen Abständen wiederkehren (Hogan & Sternad, 2007). Um die Aufgabe von der periodischen Aufgabe Muster in Experiment I abzugrenzen, wird diese im Folgenden streng-repetitiv genannt. Von diesen streng-repetitiven Bewegungsaufgabe sind zwei

Ausprägungen vorgesehen. Einmal wird diese ohne (LOM) und einmal mit (LMM) Metronom als Taktgeber ausgeführt. Die Ausführung mit Metronom ermöglicht es, den Einfluss von potenziellen Kompensationen über die Bewegungsgeschwindigkeit zu kontrollieren. Das Metronom wurde, wie bei Bergin et al. (2014), auf 90 Schläge pro Minute eingestellt. Die Muster-Aufgabe beinhaltet die gleiche Punktabfolge, wie in Experiment I. Die Beschreibung der Musteraufgabe ist dem Kapitel 5.2.1 zu entnehmen.

Die Punkt-zu-Punkt Bewegungsaufgaben sind, wie im ersten Experiment, in C++ über das Visual Studio Framework erstellt worden und werden an einem kapazitiven 27‘‘ Touchscreen (iiyama ProLite T2735MSC-B2) ausgeführt. Die Aufgaben LOM und LMM sind so aufgebaut, dass im Wechsel zuerst auf einer Seite des Bildschirmes und dann auf der anderen Seite ein Punkt erscheint, sobald der vorhergehende angetippt wird. Der Durchmesser eines Punktes beträgt 3 cm, sodass eine präzise Zielführung der Hand zwar noch notwendig ist, aber nicht im Vordergrund stehen. Die Zielpunkte dienen so lediglich zur Definition der Distanz des Bewegungsausmaßes (Abbildung 6.1).

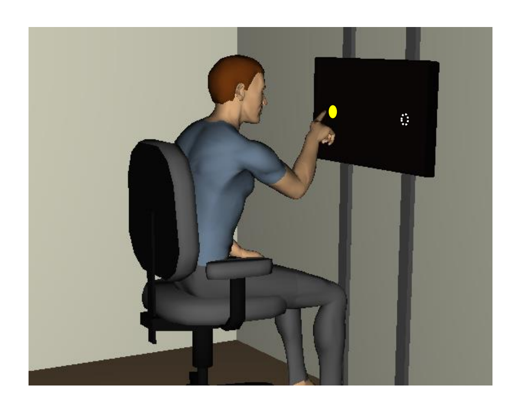


Abbildung 6.1: Darstellung der Punkt-zu-Punkt Aufgabe des zweiten Experiments

Während die Musteraufgabe ein vorgegebenes Ende hat, werden die Probanden in den Aufgabenteilen LOM und LMM an ihre Leistungsgrenze gebracht.

Dies wird erreicht, indem die Probanden alle 30 Sekunden gefragt werden, wie anstrengend sie die Ausführung anhand des Wertebereichs 1 - 20 empfinden, ohne dabei die Bewegungsausführung zu unterbrechen. Sobald die Teilnehmer einen Anstrengungswert ≥17 nennen, werden sie gebeten, die Aufgabe noch eine weitere Minute auszuführen, bevor diese durch den Versuchsleiter beendet wird. Der Hintergrund dazu ist, dass der Wert 17 nach der Borg Skala ein sehr starkes Belastungsempfinden wiederspiegelt (Borg, 1982; Borg, 1998, 2004). Wenn ein Proband nach 8 Minuten den Wert 17 noch nicht genannt hat, wird der Versuch vom Versuchsleiter beendet. Die kontinuierliche Erfassung der Wahrnehmung der Anstrengung dient dazu, die Anstrengung in ein Verhältnis mit den Verläufen der BW und BV zu setzten. Die Aufgabe noch eine Minute durchzuhalten, soll sicherstellen, dass die Probanden tatsächlich an ihre Leistungsgrenze kommen. Die ersten zwei Versuchsteile, LOM und LMM, werden jeweils in der Reihenfolge randomisiert, sodass zwei Kombinationsmöglichkeiten vorliegen. Der Inhalt des Experiments strukturiert sich demnach wie folgt:

- Ausführung bis zum genannten Anstrengungswert 17 ohne Metronom (lang ohne Metronom, LOM)
- Ausführung bis zum genannten Anstrengungswert 17 mit Metronom (lang mit Metronom, LMM)
- Musteraufgabe

Zur Erhebung der Bewegungsdaten wird das myoMotion™ 680 Inertialsystem der Firma Noraxon eingesetzt (siehe Kapitel 5.2.1) Ebenfalls wurde auf das gleiche Menschmodell zurückgegriffen, welches aus neun Sensoren besteht. Die subjektiv wahrgenommene Aufgabenbelastung wurde erneut, anhand des NASA Task-Load-Index (NASA-TLX) von Hart und Staveland (1988) erfasst. Zusätzlich zum NASA-TLX wird das Item Ermüdung erfasst. Die Befragung nach der Ermüdung begründet sich wie zuvor darin, dass die körperliche Ermüdung eine wichtige Wahrnehmung der Anstrengung bei körperlicher Betätigung darstellt.

6.2.2 Versuchsablauf

Zu Beginn werden die Probanden über den Inhalt der Untersuchung informiert und es wird eine Einverständniserklärung vorgelegt. Daraufhin folgt die Aufnahme ausgewählter soziodemografischer Daten (Alter, Geschlecht) und Körpermaße der Probanden. Diese bestehen aus der Körpergröße und dem Gewicht, um das Menschmodell in der Motion Capture Software zu berechnen. Zusätzlich wird die Schulterhöhe im Sitzen ermittelt, um eine individuelle Aufhänghöhe des Bildschirms zu gewährleisten. Der wechselnde Punkt befindet sich damit auf Schulterhöhe, womit der Oberarm nicht über die Schulterhorizontale geführt wird, was eine Beeinflussung der Durchblutung des Armes verursachen könnte. Im Anschluss daran werden die Sensoren des Inertialsystems angelegt. Jeder Teilnehmer führt die drei Versuchsteile durch. Während der Durchführung werden die Probanden im Abstand von 30 s nach der gefühlten Anstrengung befragt. Im Vorfeld wird den Teilnehmern die Anstrengung erklärt und welche interne Wahrnehmung damit verbunden ist. Die Anstrengung wird, entsprechend der Definition aus dem NASA-TLX, als „wie hart man arbeiten muss, um den Grad der Aufgabenerfüllung zu erreichen" definiert. Zwischen den Aufgabenteilen füllen die Teilnehmer den NASA-TLX sowie die Zusatzfrage zur Ermüdung aus. Zwischen jedem Versuch entsteht so eine kurze Pause von ca. 3 Minuten zur Regeneration der ausführenden oberen Extremität. Die Probanden werden instruiert, die nicht dominante Hand auf den jeweiligen Oberschenkel abzulegen. Die Positionierung vor dem Bildschirm ist so vorgegeben, dass die Oberkörpermitte parallel zum äußeren Rand des Bildschirms platziert wird. Das heißt, wenn ein Proband die rechte Hand als ausführende Hand verwendet, so sitzt die Person vor dem äußeren linken Rand des Bildschirmes (Abbildung 6.2). Ziel dieser Positionierung ist, dass mit dem ausführenden Arm ein gewisses Bewegungsausmaß vorgenommen werden muss und der Arm in der seitlichen Anhebung auf Dauer belastet wird.

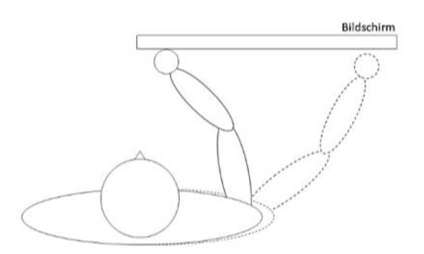


Abbildung 6.2: Skizze der Bildschirmposition des zweiten Experiments

6.2.3 Datenanalyse

Wie einleitend zu diesem Experiment beschrieben, wird in der folgenden Datenanalyse die individuelle Betrachtungsebene berücksichtigt, da es in Untersuchungen von Bewegungsprozessen und -ergebnissen wichtig ist, diese sowohl auf der individuellen Ebene und im Gruppendesign zu verstehen. Zum Beispiel können körperstrukturbedingte Ausprägungen die Zuverlässigkeit einzelner Bewertungen oder Messungen beeinflussen. Durch mehrere Messungen kann dieses identifiziert und berücksichtig werden. Wenn ein Ergebnis gleiche Variationen unter mehreren Individuen für die gleiche Leistung oder Fähigkeit zeigt, kann es statistisch in einem Gruppendesign untergebracht werden. Die Notwendigkeit der intraindividuellen Betrachtung entsteht in dem Moment, wenn beobachtet wird, dass verschiedene Strategien für die gleiche Aufgabe durch einzelne Probanden genutzt werden. Diese Situation kann oft nicht statistisch berücksichtigt werden, da das Ergebnis der Gruppenanalyse so oftmals eine Unterstützung für die Nullhypothese ist, die für einige oder alle einzelnen Subjekte möglicherweise keine richtige Schlussfolgerung zulässt (Bates et al., 1992; Bates, 1996). Schlaug et al. (1994) untersuchten in diesem Zusammenhang zerebrale Aktivierungen während einer sequentiellen Fingerbewegungsaufgabe. Die Ergebnisse zeigen bei allen untersuchten Probanden eine einheitliche Aktivierung des kontralateralen sensomotorischen Cortex. In weiteren aufgabenspezifischen Aktivierungsarealen des Gehirns kann allerdings nur eine geringe oder gar keine räumliche Überlappung zwischen den

Versuchspersonen gefunden werden. Dies deutet auf eine interindividuelle zerebrale plastische Reaktion auf Reize hin. Evidenzen für unterschiedliche Bewegungsstrategien unter Individuen zeigen sich sowohl anhand deskriptiver Bewegungsbewertungen als auch aus neurowissenschaftlicher Sicht (Doyon, Penhune & Ungerleider, 2003). Diese Ergebnisse lassen den Rückschluss zu, dass die Auswertung auf Stichprobenebene nicht zum gewünschten Ergebnis führen und der Musterabgleich daher auf individueller Ebene erfolgen sollte. Nachfolgend werden die einzelnen Auswertungsschritte dargelegt. Zum Teil sind diese zum ersten Experiment identisch. In diesem Fall wird auf das entsprechende Kapitel verwiesen.

6.2.3.1 Auswertung der subjektiven Datenerfassung

Die Erfassung der subjektiven Empfindungen bezüglich der Anstrengung, der Ermüdung und der Aufgabenbeanspruchung erfolgt analog der Vorgehensweise in Experiment I (Kapitel 5.2.3.1). Zusätzlich zu den beschriebenen Abfragen nach den jeweiligen Aufgabenteilen, wird die Anstrengung in 30 s Intervallen während der Aufgabenausführung abgefragt. So kann der zeitliche Verlauf der Anstrengung abgebildet und zum Vergleich mit den zeitlichen Verläufen der kinematischen Parameter herangezogen werden.

6.2.3.2 Auswertung der kinematischen Daten

Beides, die Datenvorverarbeitung und die Datenverarbeitung, erfolgt wie zuvor mit eigens erstellten Skripten oder mit implementierten Funktionen in Mathworks Matlab® R2018b. Die analysierten Segmente sind im Vergleich zu Experiment I identisch.

Datenvorverarbeitung: Wie in Abschnitt 5.2.3.3 beschrieben, wird eine Bereinigung von Aufnahme- und Bewegungsartefakten mit Hilfe einer Datenfilterung vorgenommen. Ebenso erfolgt für die Vergleiche der Gelenkwinkelbetrachtung eine Maximum-Minimum-Normalisierung. Für die Extraktion der Bewegungen werden die Bewegungen zunächst anhand der dominanten oberen Extremität definiert: eine Bewegung beginnt vor dem Körper, hin zu dem entferntesten Punkt, zu dem Punkt auf der anderen Seite und wieder zurück bis vor den Körper. Die schematische Darstellung in Abbildung 6.3 oben stellt die Bewegung dar. Unten ist ein dreidimensionaler Plot des Ellenbogengelenks,

an dem die Bewegung definiert ist. Anhand dieser Daten werden jeweils die Veränderungen im Sinne von Richtungswechseln im Signal definiert, um die Bewegung zu kennzeichnen. Diese werden mit einem Extremwert-Extraktionsverfahren im Matlab-Framework, über die implementierte Funktion „findpeaks“ identifiziert. Anschließend werden falsch zugeordnete Peaks im Signal mit Hilfe der implementierten Funktion „isoutlier“ erkannt und ggf. bereinigt.

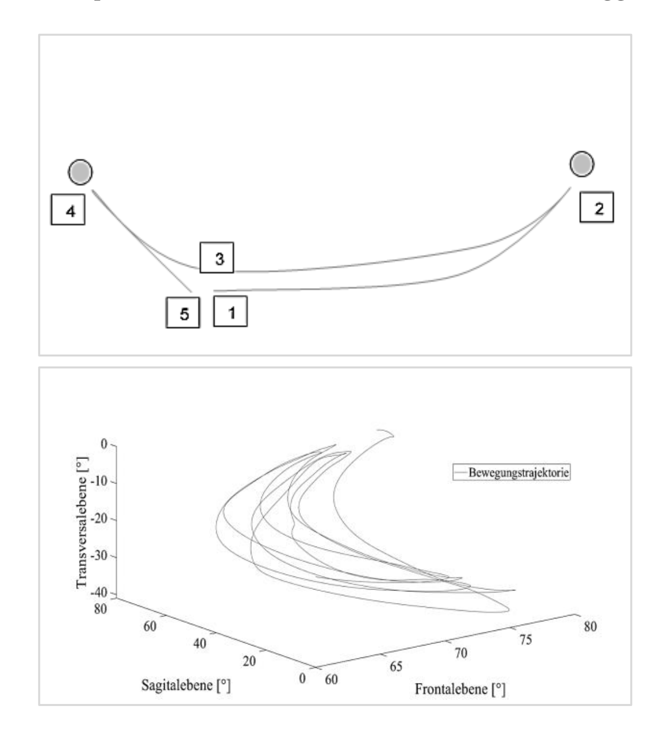


Abbildung 6.3: Bewegungsbereich von einen bis zum anderen Punkt auf dem Bildschirm (oben). Dreidimensionaler Plot der Bewegungstrajektorie des Ellenbogengelenkes (unten)

Datenverarbeitung: Die Berechnung des LDLJ und der BV sowie die daraus berechneten Parameter der BV und BQ sind gleich dem Experiment I (Kapitel 5.2.3.3). Eine Übersicht aller Parameter kann Tabelle 1 entnommen werden.

Zusätzlich werden zur Bearbeitung der Fragestellung 3 weitere Berechnungsverfahren herangezogen. Diese stützen sich auf eine aufbauende Analyse der unkontrollierten Mannigfaltigkeit, die zieläquivalente Mannigfaltigkeit (goal equivalent manifold, GEM) von Cusumano und Cesari (2006). Diese berücksichtigt insbesondere drei Faktoren, die Körpervariablen, die Zielvariablen und eine Sensitivitätsmatrix. Die Körpervariablen werden aus den Gelenkwinkeln gebildet, die zur Aufgabenerfüllung eingenommen werden. Die Zielvariablen können u. a. aus der Position, der Distanz und der Größe des Zielpunktes bestehen. Die Sensitivitätsmatrix besteht aus Parametern, die zum Beispiel am Ziel verstärkt werden oder sich verändern und so das Ergebnis beeinflussen können (Cusumano & Cesari, 2006; Cusumano & Dingwell, 2013). Die GEM wird mathematisch als Zielraum beschrieben. Dieser ist der Raum, der alle Kombinationen der Körpervariablen, die zur erfolgreichen Aufgabenerfüllung führen, enthält. Abbildung 6.4 stellt eine Zielposition *d* mit einem dreigliedrigen Arm dar.

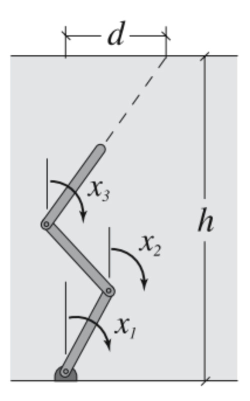


Abbildung 6.4: Gelenkmodell zur Veranschaulichung der Körpervariablen x_1, x_2 und x_3 und der Zielposition *d* mit der Höhe *h* (Cusumano & Cesari, 2006).

Jede Gelenkwinkelkombination gibt damit einen Lösungsweg vor. Abgeleitet von dieser Theorie wird in diesem Experiment II der Drehwinkel des Gelenks, der bei der Bewegungsaufgabe zurückgelegt wird, berücksichtigt. Um das Ziel zu erreichen, legt jedes Gelenk einen bestimmten Drehwinkel zurück. Die

Summe davon definiert den Zielraum bzw. den Zielweg. Muss zum Beispiel eine Gelenkbewegung kompensiert werden, tritt als Folge dessen eine Veränderung in der Gesamtwinkelbewegung auf, da der Zielraum der gleiche bleibt. Aus diesem Grund wird die Gesamtwinkelbewegung der Gelenke in Fragestellung 3 zur Identifikation des Zeitpunktes erhöhter Anstrengung (ZEA) herangezogen, da dieser u. a. die Bewegungsstrategie beschreibt. Ein weiterer Parameter, der in die ZEA-Analyse einfließt, ist die Geschwindigkeit der Bewegung. Abbiss et al. (2015) beschreiben, dass die Geschwindigkeit der Bewegung ein wichtiger Aspekt ist, um die wahrgenommene Anstrengung zu regulieren. Sie beschreiben, dass Probanden die Geschwindigkeit reduzieren, um einer maximalen Anstrengung entgegenzuwirken. Die detaillierte Vorgehensweise wird im Ergebnisteil (Kapitel 6.4.1.2) beschrieben.

6.2.4 Statistische Auswertung

Die Auswahl der statistischen Methoden erfolgt ebenfalls analog Experiment I (Kapitel 5.2.4), weshalb an dieser Stelle die essenziellen Punkte zusammengefasst werden. Das festgelegte Signifikanzniveau weist, analog Experiment I, einen α-Niveau von .05 auf. Sollten die Voraussetzungen für parametrische Testverfahren nicht erfüllt sein (Bortz & Schuster, 2010, S. 212–214; Field, 2013, S. 214), wird für die Analyse von Unterschieden der Kruskal-Wallis-Test oder der Friedman-Test anstelle der Varianzanalyse angewendet. Bei nicht Erfüllung der Voraussetzungen für parametrische Tests ersetzt der Wilcoxon-Rangsummen-Test (unabhängige Stichprobe) und der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test (abhängige Stichprobe) den *t*-Test. Für die Analyse von Zusammenhängen wird der Korrelationskoeffizient nach Pearson, aufgrund seiner Robustheit, unabhängig der Voraussetzungen verwendet (Field, 2013, S. 286).

6.2.5 Stichprobe

Der Stichprobenumfang von Experiment II liegt bei N = 36 Probanden, von denen 26 männlich und 10 weiblich sind. Die Probanden stammen überwiegend aus dem universitären Kontext. Das mittlere Alter liegt bei MW_{Alter} =

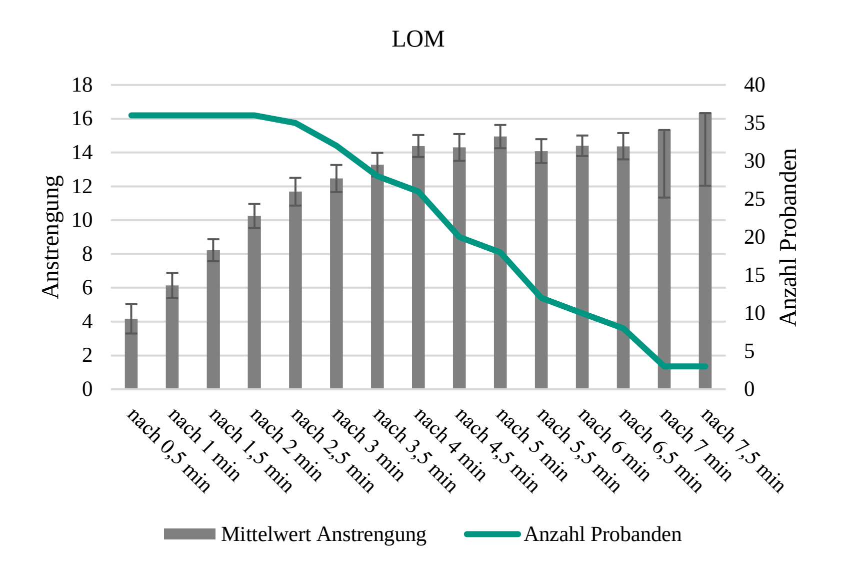
25,42 Jahren (SD_{Alter} = 5,78). Die Aufgabe wird von 32 Personen mit der rechten und vier Probanden mit der linken Hand ausgeführt.

6.3 Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse des Experiment II dargestellt. Die Ergebnisdarstellung erfolgt anhand der in Kapitel 6.1definierten Fragestellungen. Zunächst erfolgt eine deskriptive Darstellung der Anstrengungsbewertungen der einzelnen Probanden in den versuchsteilen LOM und LMM

6.3.1 Analyse der Anstrengungsbewertung

In den Aufgabenteilen dieses Experiments wird während der Bewegungsausführung die Anstrengung kontinuierlich in 30 s Intervallen abgefragt. Die Aufgabenteile LOM und LMM werden zusätzlich durch den Endzeitpunkt charakterisiert, der eine Minute nach der Angabe einer Anstrengungsbewertung von 17 liegt. Die nachfolgende Abbildung 6.5 zeigt die Anstrengungsbewertungen der Aufgabenteile LOM (oben) und LMM (unten). Die Aufgabendauer variiert stark pro Teilnehmer. Im Versuchsteil LOM brauchen die Probanden im Durchschnitt 4.21 min (*SD* = 3.1 min) bis der Wert 17 genannt wird. Im Teil LMM beträgt der Durchschnitt 3.18 min (*SD* = 1.3 min). Die Regenerationszeit zwischen den einzelnen Versuchsteilen ist ausreichend bemessen, da die Probanden in beiden Aufgabenteilen ähnliche erste Anstrengungswerte nennen. Dieses zeigt die durchschnittliche Standardabweichung der ersten Werte der Probanden (*MW*= 1.17, *SD*= 0.70) in den drei Versuchsteilen. In der Literatur wird beschrieben (Kapitel 2.2.1), dass die Anstrengung linear mit der Dauer der Aufgabe ansteigt. Dieses ist in den vorliegenden Daten deutlich sichtbar (Abbildung 6.5). Die Anstrengungswerte steigen mit der Zeit, während die Anzahl der Probanden über die Zeit weniger wird. Im Gesamtblick ähneln die regelmäßigen Angaben der Anstrengung logarithmischen Verläufen in beiden Versuchsteilen. Dieses entspricht den Erkenntnissen aus der Psychophysik (Barry & Enoka, 2007).



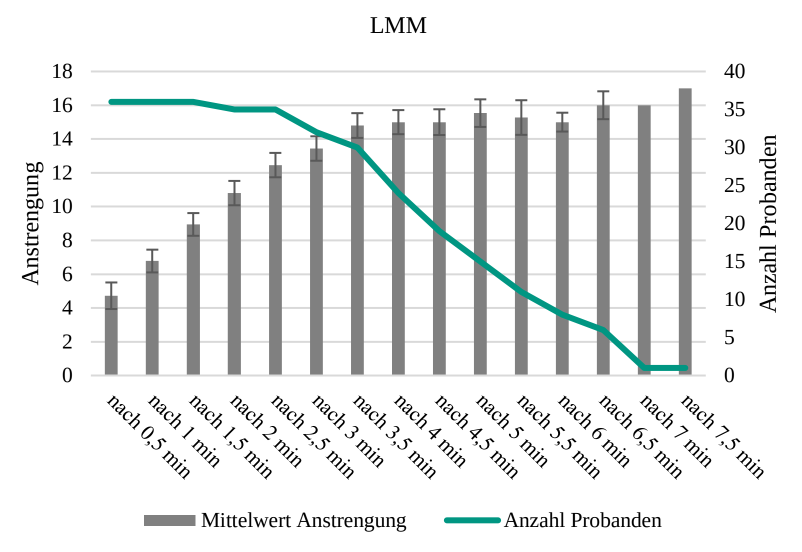


Abbildung 6.5: Mittelwert der Anstrengung zusammen mit der Darstellung der Anzahl an Probanden für die Aufgabenteile LOM (oben) und LMM (unten)

Für die folgenden Analysen werden die Steigung und Dauer der Aufgabe herangezogen, um den zeitlichen Verlauf der Anstrengungsbewertungen darzustellen. In beiden Aufgabenteil LOM (r = -.51, p < .01) und LMM (r = -.83, p < .001) besteht zwischen der Dauer der Aufgabe und den Steigungswerten der Anstrengung ein negativer Zusammenhang. Das bedeutet, dass je größer die Steigung ist, desto kürzer wurde die Aufgabe ausgeführt. Zur weiteren Betrachtung des zeitlichen Verlaufs der Anstrengungswerte wird zusätzlich zu LOM und LMM der Aufgabenteil Muster berücksichtigt. Mit der Produkt-Moment-Korrelation wird ermittelt, ob die Steigung der Anstrengungsangaben mit den Zeitpunkten, ab denen die Probanden einen Anstrengungswert von 10 und von ≥ 14 angeben, in Zusammenhang steht. Der Wert 10 gibt an, dass eine leichte Anstrengung empfunden wird, während ein Wert ≥ 14 bereits einen erhöht angestrengten Zustand nach der Borg-Skala (Abbildung 5.6) beschreibt. In LOM zeigt sich, dass die Steigung des Verlaufs der Anstrengung negativ mit den Zeitpunkten der Anstrengungswerte 10 (r = -.40, p < .01) und ≥ 14 (r = -.58, p < .001) korreliert. Das bedeutet, je größer die Steigung des Verlaufs ist, desto früher wird der Wert 14 genannt. Dieser Zusammenhang ist in der LMM-Aufgabe noch deutlicher. Die Korrelation mit der Steigung der Anstrengungsangaben und den Punkt, ab dem die Probanden den Wert ≥ 14 genannt haben beträgt r = -.65, p <.001. Der Effekt mit dem Punkt, zu dem 10 genannt wurde, korreliert mit r = -.49, p <.01. Für den Aufgabenteil Muster zeigen sich keine signifikanten Zusammenhänge zwischen den Zeitpunkten und der Steigung der Anstrengung. Zusammenfassend bedeuten diese Ergebnisse für die Aufgabenteile LOM und LMM, dass Probanden mit einem steileren Anstieg der Anstrengungswahrnehmung früher in den erhöhten Anstrengungsbereich kommen. Dieses Ergebnis ist zunächst plausibel und bestätigt einen linearen Anstieg der Anstrengung über die Zeit. Im Aufgabenteil Muster können diese Zusammenhänge nicht identifiziert werden, was einer linearen Betrachtung des Anstrengungsanstiegs über die Zeit entgegensteht.

6.3.2 Übertragung der Ergebnisse aus Experiment I

In diesem Kapitel wird das analytische Vorgehen vom ersten Experiment auf die Aufgaben in Experiment II übertragen. Damit soll abgeglichen werden, ob ähnliche Ergebnisse oder Ausprägungen vorliegen, um die Vorannahmen aus Experiment I zu bekräftigen oder zu ergänzen. Zur Beantwortung der ersten Fragestellung werden die Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen analog zu der Auswertung in Experiment I für die drei Aufgabenteile LOM, LMM und Muster gebildet. Ausgehend von diesen Gruppierungen werden die Parameter identifiziert, die die Anstrengung und / oder die Ermüdung differenzieren können. Datengrundlage dieses Auswertungsschrittes sind die Anstrengungs- und Ermüdungsbewertungen der Probanden, die nach der Durchführung des jeweiligen Aufgabenteils abgegeben werden. Die folgende Fragestellung 1 wird für drei Aufgabenteile (LOM, LMM und Muster) separat beantwortet.

Fragestellung 1: Können die Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen durch die LDLJ- und BV-basierten Parameter, analog Experiment I, differenziert werden?

6.3.2.1 Fragestellung 1: Aufgabenteil LOM

Im ersten Schritt wird der Aufgabenteil LOM betrachtet, für den die Gruppierung der Tabelle 6 zu entnehmen ist. Nachfolgend werden nur die Parameter betrachtet, die die Anstrengungsgruppen signifikant differenzieren (Abbildung 6.6), da die Ermüdungsgruppen nicht differenziert werden können. Als statistischer Test wurde der Kruskal-Wallis-Test mit dem Dunn-Bonferroni-Test für den paarweisen post-hoc Vergleich verwendet. Bei drei Probanden wurde der Versuch frühzeitig beendet, dass sie nach acht Minuten noch nicht den Wert 16 genannt haben und dementsprechend eine niedrigere Gesamtanstrengungsbewertung angegeben haben.

Tabelle 6: Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen für den Aufgabenteil LOM

Gruppe	Anstrengung	Ermüdung	Anzahl der Probanden
A-1	niedrig		3
A-2	mittel		7
A-3	hoch		26
E-1		niedrig	2
E-2		mittel	7
E-3		hoch	27

Die Steigung der Amplituden der Peaks in der HWS (*LDLJ-ST-AMP*) unterscheidet sich signifikant ($H(2) = 9.53$, $p < .01$). Wie der Abbildung 6.6 a zu entnehmen ist, ist der Steigungswert in A-3 signifikant kleiner als in A-2 ($z = 3.08$, $p < .01$, $r = .54$). Die Gruppe A-1 lässt sich zu keiner Gruppe differenzieren. Ein ähnliches Bild ergibt sich bei der Steigung der zeitlichen Abstände von Peaks (*LDLJ-ST-ABST*) in der HWS ($H(2) = 6.87$, $p < .05$). Der paarweise Vergleich zeigt auf, dass ein signifikanter Unterschied zwischen A-3 und A-2 vorliegt ($z = 2.57$, $p < .05$, $r = .45$). Ein letzter Unterschied zeigt sich in der Steigung der Amplituden im SG (*LDLJ-ST-AMP*, $H(2) = 6.91$, $p < .05$). Der Unterschied stellt sich in A-2 und A-3 ($z = 2.47$, $p < .05$, $r = .43$) heraus. Die Ausprägungen der Gruppe A-1 scheinen sich ähnlich zu denen in A-2 und A-3 zu verhalten. In den drei genannten Ausprägungen zeigt sich ein umgekehrter U-förmiger Verlauf, sodass keine eindeutige Proportionalität zwischen den Parametern und der Anstrengung beschrieben werden kann.

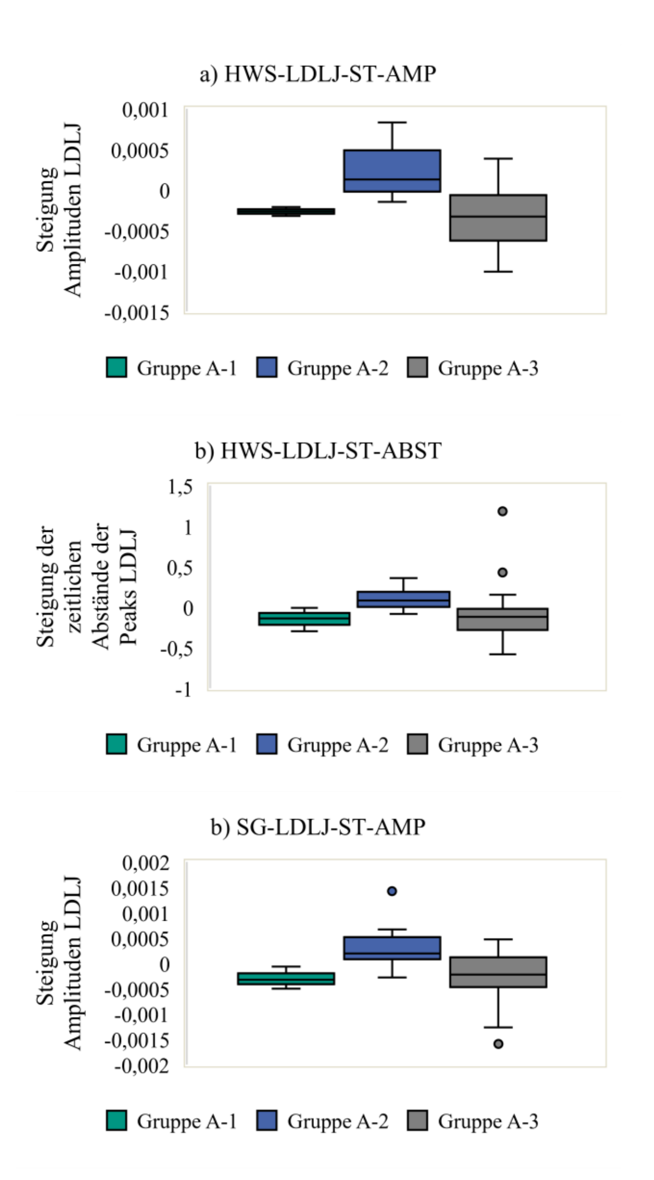


Abbildung 6.6: Vergleich der Anstrengungsgruppen A-1, A-2 und A-3 anhand von LDLJ-basierten Parametern im Versuchsteil LOM

6.3.2.2 Fragestellung 1: Aufgabenteil LMM

Im nächsten Schritt wird der Aufgabenteil LMM betrachtet, für den die Verteilung der Probanden in die definierten Gruppen in Tabelle 7 dargestellt ist. Bezüglich der Verteilung der Probanden zeigt sich, ähnlich zu LOM, dass der Großteil der Probanden eine hohe Anstrengung (Gruppe A-3) und / oder eine hohe Ermüdung (Gruppe E-3) angegeben hat. Zwei Probanden sind nach acht Minuten noch nicht im Bereich der erhöhten Anstrengung gewesen, sodass die Aufgabe von Versuchsleiter abgebrochen wurde.

Tabelle 7: Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen für den Aufgabenteil LMM

Gruppe	Anstrengung	Ermüdung	Anzahl der Probanden
A-1	niedrig		2
A-2	mittel		5
A-3	hoch		29
E-1		niedrig	1
E-2		mittel	6
E-3		hoch	29

Das Ergebnis des Kruskal-Wallis-Test zeigt auf, dass sich in der Analyse der Anstrengungsgruppen das HG als differenzierendes Segment herausstellt. Sowohl die Steigung des LDLJs im HG (*LDLJ-ST*, $H(2) = 8.21$, $p < .05$) als auch die zeitlichen Abstände der Peaks im HG (*LDLJ-ST-ABST*, $H(2) = 7.93$, $p < .05$) differenzieren die Anstrengungsgruppen voneinander. Für beide genannten Parameter kann A-2 und A-3 differenziert werden. Abbildung 6.7 stellt die Ausprägungen der Parameter dar. Im Gegensatz zu LOM folgen die Ausprägungen eher einem U-förmigen Verlauf, womit ebenfalls keine eindeutige Proportionalität festgestellt werden kann. In Abbildung 6.7 a ist die Steigung des LDLJs im HG aufgetragen (*LDLJ-ST*). Es unterscheiden sich lediglich A-2 und A-3 voneinander ($z = -2.76$, $p < .05$, $r = .47$). Abbildung 6.7 b stellt die Stei-

gung der zeitlichen Abstände von Peaks im HG (*LDLJ-ST-ABST*) dar. Ein signifikanter Unterschied besteht hier ebenfalls zwischen A-2 und A-3 (z = -2.81, p < .05, r = .48).

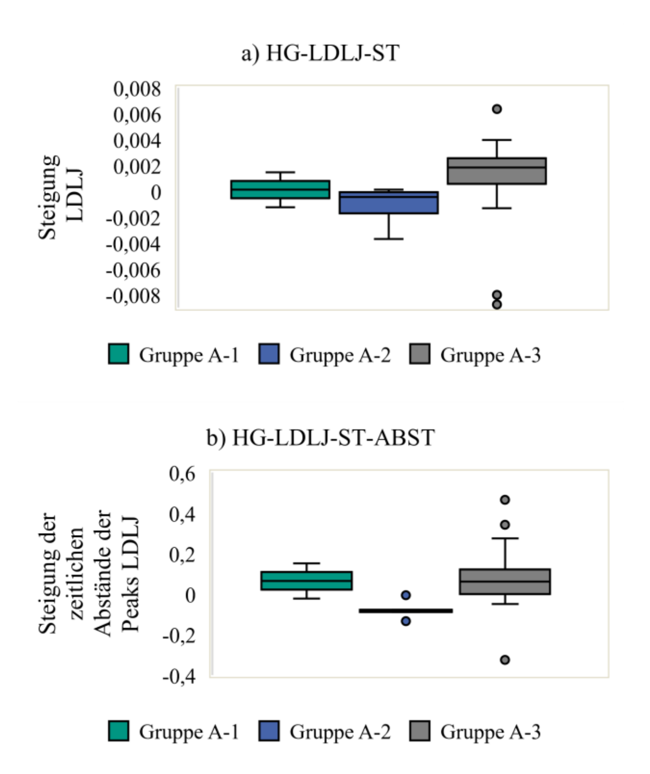


Abbildung 6.7: Vergleich der Anstrengungsgruppen A-1, A-2 und A-3 anhand von LDLJ-basierten Parametern im Versuchsteil LMM

Als nächstes werden die Parameter näher betrachtet, die die Ermüdungsgruppen differenzieren (Abbildung 6.8). Aufgrund dessen, dass nur ein Proband einen niedrigen Ermüdungswert (Gruppe E-1) angegeben hat, werden nachfolgend nur die Gruppen E-2 und E-3 betrachtet. Für die Analyse wurde der Wilcoxon-Rangsummen-Test verwendet.

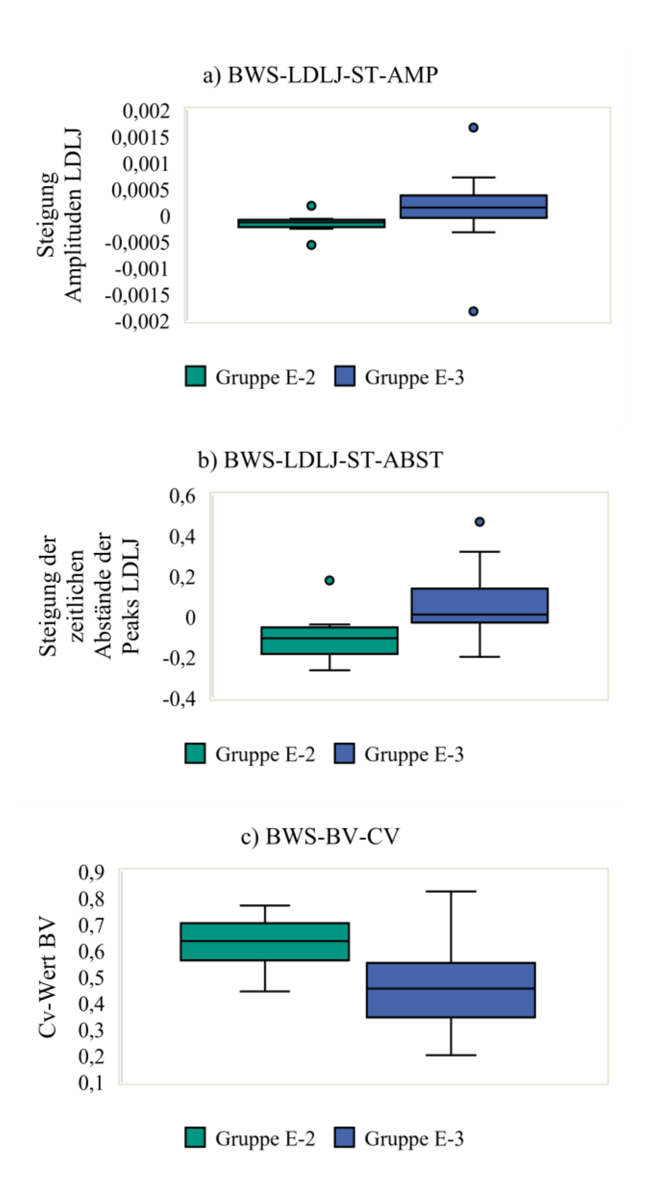


Abbildung 6.8: Vergleich der Anstrengungsgruppen E-1, E-2 und E-3 anhand von BV- basierten Parametern im Versuchsteil LMM

In der BWS zeigen die Daten der Gruppe E-3 signifikant höhere Steigungen in den Amplituden ($W = 54.00$, $z = -2.36$, $p < .05$, $r = .40$) und in den zeitlichen Abständen der Peaks des LDLJs ($W = 56.00$, $z = -2.28$, $p < .05$, $r = .39$) als die Probanden in Gruppe E-2 (Abbildung 6.8 a und b). Darüber hinaus unterscheidet sich der CV-Wert der BV in der Brustwirbelsäule (Abbildung 6.8 c) signifikant zwischen den Gruppen E-2 und E-3 ($W = 466.00$, $z = -2.45$, $p < .05$, $r = .41$).

6.3.2.3 Fragestellung 1: Aufgabenteil Muster

Nach der Auswertung der Aufgabenteile LOM und LMM, werden im nächsten Auswertungsschritt die Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen des Aufgabenteils Muster betrachtet. Die Gruppenzuordnung ist der Tabelle 8 zu entnehmen.

Tabelle 8: Anstrengungs- und Ermüdungsgruppen für den Aufgabenteil Muster

Gruppe	Anstrengung	Ermüdung	Anzahl der Probanden
A-1	niedrig		3
A-2	mittel		6
A-3	hoch		27
E-1		niedrig	3
E-2		mittel	8
E-3		hoch	25

Im Aufgabenteil Muster gibt der größte der Teil der Probanden ebenfalls eine hohe Anstrengung (Gruppe A-3) und / oder eine hohe Ermüdung (Gruppe E-3) an. Die Analyse (Kruskal-Wallis-Test und Dunn-Bonferroni-Test) der Anstrengungsgruppen ergibt (Abbildung 6.9), dass sich lediglich der Variationskoeffizient der BV in der HWS signifikant unterscheidet ($H(2) = 7.09$, $p < .05$). Im paarweisen Vergleich stellt sich heraus, dass sich A-1 und A-2 signifikant unterscheiden ($z = -2.66$, $p < .05$, $r = .48$). Für die Ermüdungsgruppen gibt es keine Parameter, welche die Gruppen voneinander unterscheiden.

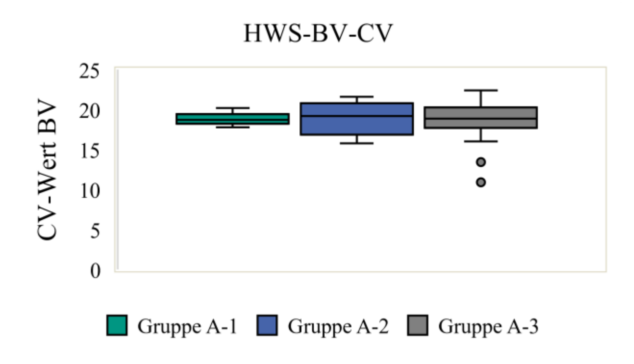


Abbildung 6.9: Vergleich der Anstrengungsgruppen A-1, A-2 und A-3 anhand von *LDLJ*-basierten Parametern im Versuchsteil Muster

Nach der Auswertung für die drei Versuchsteile kann zusammengefasst werden, dass es sowohl Parameter gibt, die die Anstrengungs- als auch die Ermüdungsgruppen über die LDLJ- und BV-basierten Parameter tendenziell voneinander differenzieren können. Jedoch kann die Ermüdung im Versuchsteil LOM und Muster nicht differenziert werden. Dennoch kann die Hypothese H1-1 über alle drei Aufgabenteile hinweg angenommen werden. Die Hypothese H2-1 adressiert die Unterschiede zu Experiment I. Beide, LOM und LMM, unterscheiden sich in den differenzierenden Parametern zu denen in Aufgabenteil Muster aus Experiment I. Jedoch zeigt die Auswertung, dass sich die differenzierenden Parameter zwischen beiden Aufgabenteilen Muster des ersten und des zweiten Experiments deutlich unterscheiden. Basierend auf diesen Ergebnissen wird die Hypothese H2-1 angenommen.

6.4 Identifikation des Zeitpunktes erhöhter Anstrengung (ZEA)

In diesem Kapitel wird die Entwicklung des Verfahrens zur Identifikation des Zeitpunktes, ab dem die Probanden eine erhöhte Anstrengung wahrnehmen,

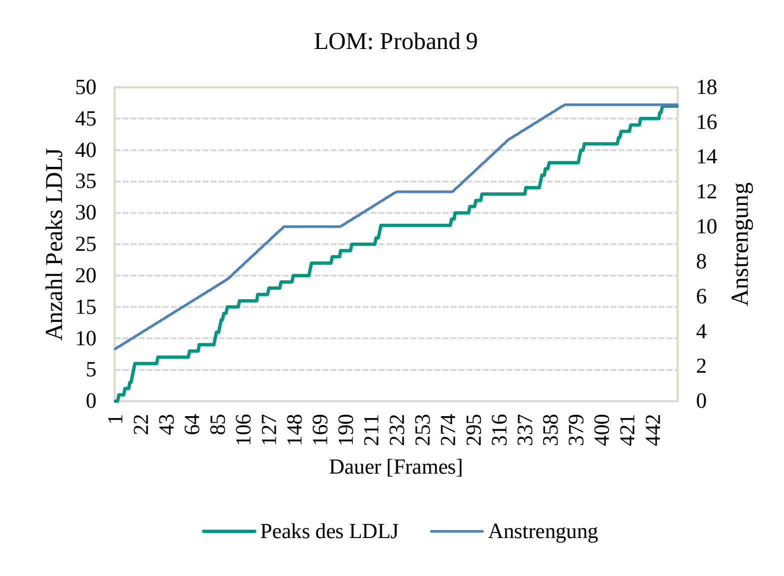
beschrieben. Im Fokus für die Entwicklung des Verfahrens steht der Aufgabenteil LOM. Dieser eignet sich insbesondere, da die Probanden eigene Freiheitgrade wählen können, um das Aufgabeziel zu erreichen. Darüber hinaus ist die Aufgabe periodisch, und somit störungsfrei von Faktoren, wie Zielsuche oder anderen kognitiven Leistungen, um die Aufgabe auszuführen.

6.4.1 Entwicklung des Verfahrens

6.4.1.1 Fragestellung 2: In welchem Zusammenhang stehen die Peaks des LDLJ und die empfundene Anstrengung?

Der Fragestellung 1 ist zu entnehmen, dass beide Ausprägungen der Peaks, die Amplituden und die zeitlichen Abstände, mit der Anstrengung und der Ermüdung in einem Zusammenhang stehen. Aufgrund dieser Ergebnisse werden die Peaks des LDLJ genutzt, um die Peaks des LDLJ mit dem zeitlichen Verlauf der Anstrengung in Beziehung zu setzen. Abbildung 6.10 zeigt beispielhaft den zeitlichen Verlauf der Anstrengung und der kumulierten Peaks des LDLJ zweier Probanden. Um beide Verläufe in einer Abbildung mit der gleichen zeitlichen Skalierung darstellen zu können, werden die Anstrengungswerte linear interpoliert. Ein Peak hat im Vergleich zu dem mittleren LDLJ-Niveau eines Probanden einen deutlich höheren Energiebedarf, da deutlich erhöhte Beschleunigungswechsel vorliegen. Aufgrund dessen wird das Auftreten der Peaks über den zeitlichen Verlauf summiert, um die Summe des Energiemehraufwands mit der Anstrengung zu vergleichen. Der visuelle Eindruck, dass die Verläufe der Peaks die Anstrengungsverläufe sehr gut abbilden, wird durch die Korrelationsanalyse bestätigt. Die Fischers-Z-transformierten, gemittelten und rücktransformierten Korrelationskoeffizienten der Probanden in LOM zeigen hoch signifikante Korrelationen ($r_z = .97$, $p < .001$, $\sigma_z = 0.03$). Die sehr geringe Streuung der individuellen Korrelationskoeffizienten bestätigt die Zuverlässigkeit der Zusammenhangsanalyse weiter.

Diese Ergebnisse zeigen, dass signifikante Zusammenhänge zwischen den individuellen Verläufen von Peaks des LDLJ und der Anstrengung identifiziert werden können, weshalb die Hypothese H3-1 angenommen werden kann.



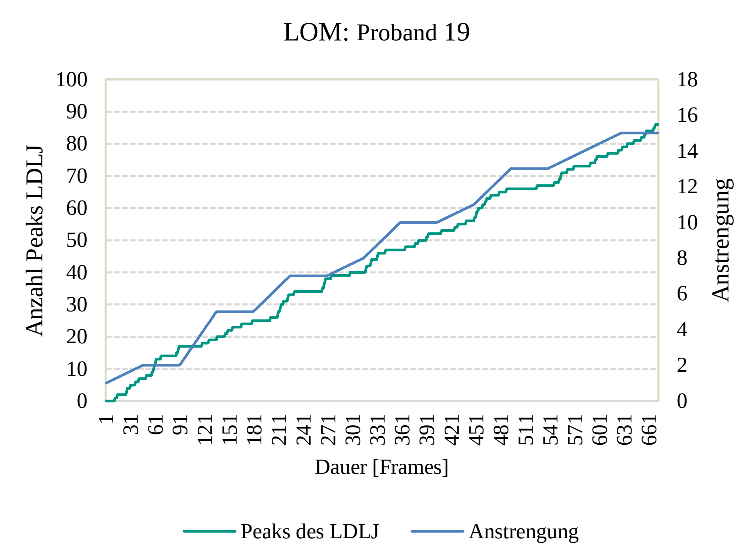


Abbildung 6.10: Zeitliche Verläufe der Anstrengung und der kumulierten Peaks des LDLJs am Beispiel von Proband 9 und 19

6.4.1.2 Fragestellung 3: Kann der Zeitpunkt identifiziert werden, ab dem die einzelnen Probanden eine erhöhte Anstrengung empfinden?

Eine Sensitivität von LDLJ- und BV-basierten Parametern gegenüber Veränderungen in der Anstrengung und Ermüdung kann in Experiment I und Fragestellung 1 sowie Fragestellung 2 aufgezeigt werden. Dennoch liegt eine hohe Streuung der Daten und Indikatoren für nicht lineare Verläufe vor, woraus sich eine Abhängigkeit von individuellen Faktoren ableiten lässt. Um dies zu analysieren, liegt der Fokus dieser Fragestellung auf der Identifikation von Zeitpunkten, ab denen die einzelnen Probanden eine erhöhte Anstrengung (≥ 14) empfinden. In diesem Teil des Kapitels wird daher ein Verfahren, basierend auf den Erkenntnissen der Fragestellung 1, 2 und dem Experiment I hergeleitet und dargestellt, mit dem diese ZEAs identifiziert werden können. Zunächst werden die ersten 90 s eines Aufgabenteils herangezogen, um das Verhalten der Probanden zu beschreiben. Die 90 s resultieren aus dem Bewegungslernen. In diesem Fall beschreibt die Lernkurve, dass sich im Durschnitt nach 60.42 Wiederholungen ($SD_{Wiederholungen} = 40.87$) jeder Proband eine Bewegungsstrategie angeeignet hat, um die Aufgabe schneller zu erfüllen. Hinsichtlich der benötigten Zeit bedeutet dies, dass nach 74.92s ($SD_{Zeit} = 50.68$s) eine Bewegungsstrategie vorhanden ist. Da die Probanden immer nach 30s nach der Anstrengung gefragt werden, wird die Grenze auf 90s gelegt, die zur ersten Betrachtung herangezogen wird. Eingewöhnungseffekte sollten somit nach dieser Zeit abgeschlossen sein.

Im ersten Schritt des Identifikationsverfahrens wird das Segment bestimmt, welches im Folgenden für den jeweiligen Probanden analysiert werden soll. Es wird das Segment gewählt, welches im Mittel die geringste BV in den ersten 90s aufweist.

$$Wenn\ BV_{Segment} = BV_{min} \rightarrow Segment = 1 \mid Segment \in \{HWS, BWS, SG, EB, HG\} \tag{6.1}$$

In Fragestellung 1 und Experiment I kann festgestellt werden, dass eine erhöhte Variation der BV in einzelnen Segmenten bei höheren Anstrengungen auftritt. Zusätzlich ist das Segment mit der geringsten BV, das am meisten stabilisierte bzw. am meisten kontrollierte Segment des jeweiligen Probanden. Somit kann der Fokus des Probanden auf der Optimierung der Bewegung dieses Segments vermutet werden. In LOM ist die BV bei zwei Probanden in der HWS, bei 25 Probanden in der BWS und bei neun Probanden im SG am geringsten. Dies zeigt, dass für die meisten Probanden ein Fokus auf der BWS oder dem SG liegt, es aber über die gesamte Stichprobe hinweg betrachtet unterschiedliche Verhaltensweisen gibt. Im nächsten Schritt werden die ersten 90s genutzt, um festzustellen, ob sich die zeitlichen Abstände mit den Amplituden der Peaks im LDLJ des ausgewählten Segments im zeitlichen Verlauf der Aufgabe proportional oder antiproportional zueinander verhalten. Die Analysen der differenzierenden Parameter im Rahmen dieser Arbeit haben auf der Stichprobenebene gezeigt, dass eine höhere Anstrengung sowohl mit steigenden Frequenzen und/oder steigenden Amplituden als auch mit sinkenden Frequenzen und/oder steigenden Amplituden zusammenhängen kann. Bei den Amplituden ist die negative Skalierung des LDLJ zu beachten. Kleinere Werte für eine Amplitude bedeuten, dass die Amplituden im Sinne des LDLJ größer werden (der Ruck ist größer). Die Proportionalität wird über das Vorzeichen des Korrelationskoeffizienten r bestimmt. In Abhängigkeit von der Proportionalität wird eine eigene Vorgehensweise zum Musterabgleich verwendet. Das Vorgehen wird im Folgenden, beginnend mit dem proportionalen Verhältnis, erläutert (Abbildung 6.11). Im Zuge der Durchsicht der Parameter aller Probanden mit einem proportionalen Verhältnis von Amplituden und Frequenz in den ersten 90s fällt auf, dass es für jeden Probanden nur vereinzelte Zeitpunkte gibt, an denen sowohl die zeitlichen Abstände als auch die Amplitude absinken (Abbildung 6.11, Punkte $t = 3$, $t = 4$), obwohl sich beide Parameter in den ersten 90s proportional zueinander verhalten. Ein solches Ereignis zeichnet einen Zeitpunkt ab, an dem sich das Bewegungsverhalten in dem betrachteten Segment hinsichtlich dem LDLJ verändert.

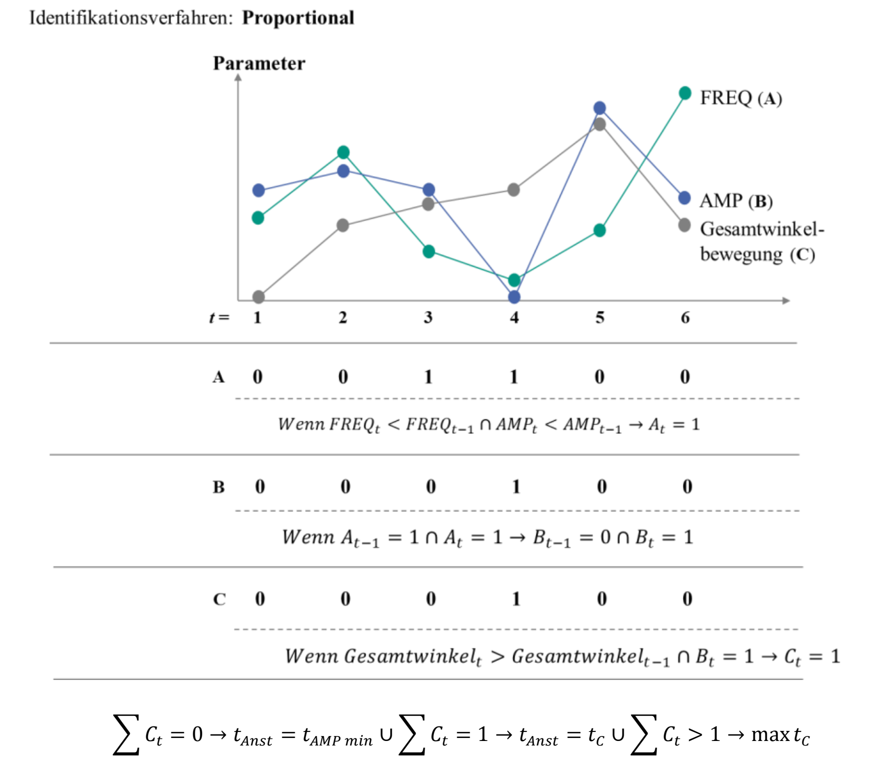
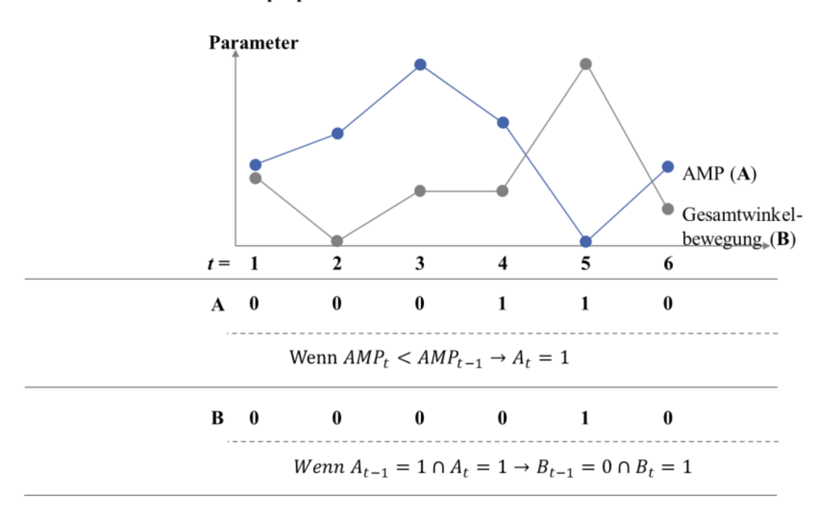


Abbildung 6.11: Identifikationsverfahren für den Zeitpunkt einer erhöhten Anstrengung bei einem proportionalen Verhältnis von Amplituden und Frequenz

Aus dieser Erkenntnis resultiert die erste Bedingung für die Identifikation des Zeitpunktes erhöhter Anstrengung: Die zeitlichen Abstände und Amplituden sind zum betrachteten Zeitpunkt *t* kleiner als zum vorangegangenen Zeitpunkt *t*-1 (Abbildung 6.11, Zeile A). Entsprechend dieser Logik wird jeder Zeitpunkt analysiert und die Zeitpunkte, an denen diese Bedingung erfüllt wird, als Ereignis A_t markiert. In den folgenden Analyseschritten liegt der Fokus darauf, aus den Ereignissen A_t den Zeitpunkt eines erhöhten Anstrengungsempfindens zu identifizieren. Der Musterabgleich beinhalten zunächst, dass mehrere direkt

aufeinanderfolgende Ereignisse A_t identifiziert und auf den das letzte auftretende Ereignis B_t reduziert (Abbildung 6.11, Zeile B) werden. Dieser Schritt ist darin begründet, dass eine mögliche Veränderung an dem tiefsten Punkt ihre deutlichste Ausprägung zeigt. Des Weiteren wird die Summe des zurückgelegten Weges der einzelnen Segmente berücksichtigt. Eine Erhöhung dieses Gesamtkörperweges deutet auf eine Strategieänderung hin. Insbesondere bei repetitiven Tätigkeiten verändert sich der vorgegebene Bewegungsraum kaum, sodass eine solche Erhöhung des Weges auf Gesamtkörperebene eine Veränderung des Bewegungsverhaltens zur Zielerreichung anzeigt. Die bereits identifizierten Ereignisse B_t werden dahingehend reduziert, dass nur diejenigen Ereignisse C_t weiter infrage kommen, wenn zu deren Auftretenszeitpunkten die Gesamtwinkelbewegung ansteigt (Abbildung 6.11, Zeile C). Sollten nach diesem Schritt noch mehrere Ereignisse C_t verbleiben, dann wird das zeitlich zuletzt auftretende Ereignis ausgewählt. Dort kann davon ausgegangen werden, dass es sich weniger um einen Strategiewechsel zur anstrengungsunabhängigen Optimierung der Leistung handelt. Sollte ein Proband einen proportionalen Zusammenhang zwischen Amplituden und Frequenz aufweisen und keine Ereignisse identifiziert werden können, die den genannten Kriterien entsprechen, wird der Zeitpunkt gewählt, zu dem die zeitlichen Abstände der Peaks ihren Tiefpunkt erreichen (Abbildung 6.11, unten). Diese Vorgehensweise resultiert daraus, dass die Frequenz der Peaks im LDLJ, entsprechend den Ergebnissen dieser Arbeit, einen starken Zusammenhang mit der Anstrengung aufweist, wenn sie sich proportional zu den Amplituden verhält. Nachdem die Vorgehensweise für das proportionale Verhältnis von Amplituden und Frequenz geschildert wurde, wird im Folgenden die Vorgehensweise für ein antiproportionales Verhältnis beschrieben (Abbildung 6.12). Entsprechend den bisher berichteten Ergebnissen dieser Arbeit zeigt die Veränderung der Amplituden von Peaks des LDLJ eine hohe Sensitivität gegenüber Anstrengungsveränderungen. Deshalb werden die Ereignisse A_t in diesem Fall zunächst dadurch identifiziert, dass die Amplituden im betrachteten Zeitpunkt t kleiner als zum vorangegangenen Zeitpunkt t-1 (Abbildung 6.12, Zeile A) sind.

Identifikationsverfahren: **Antiproportional**



$$\sum B_t = 0 \rightarrow t_{Anst} = t_{FREQ\,min} \cup \sum B_t = 1 \rightarrow t_{Anst} = t_B \cup \sum B_t > 1 \rightarrow \max t_B$$

Abbildung 6.12: Differenzen der Amplituden und des Weges am Beispiel von Proband 4

Anschließend werden direkt aufeinander folgende Ereignisse auf das letzte Ereignis B_t in der Folge reduziert (Abbildung 6.12, Zeile B). Sollten mehrere Ereignisse B_t verbleiben, wird analog dem proportionalen Verhalten, das letzte Ereignis ausgewählt. Sollte ein Proband kein Ereignis entsprechend der Kriterien zeigen, so wird der Zeitpunkt gewählt, zu dem die Amplituden ihr Minimum erreichen (Abbildung 6.12, unten). Es zeigt sich, dass bei allen Probanden ein Zeitpunkt (ZEA) nach diesem Verfahren identifiziert werden kann. Die mittlere Anstrengungsbewertung der Probanden zum ZEA, der durch das Verfahren identifiziert wurde, liegt bei 14.72 ($SD_{Anstrengung}$= 4.09). Die mittleren Zeitpunkte relativ zur Gesamtdauer in Prozent liegen bei 68% ($SD_{Zeitpunkte}$ = 6%). Die Produkt-Moment-Korrelation nach Bravais-Pearson mit den Variab-

len: ZEA, Anstrengung (die am Ende der Aufgabe abgefragt wurde) und Ermüdung, soll Aufschluss über deren Zusammenhänge geben. Für LOM kann kein signifikanter Zusammenhang zwischen den identifizierten Zeitpunkten und dem Anstrengungsempfinden oder der Ermüdung aufgezeigt werden. Zusammenfassend wird die Hypothese H4-1 angenommen, da für jeden Probanden ein ZEA identifiziert werden kann, ab dem eine erhöhte Anstrengung (≥14) empfunden wird. Die Hypothese H5-1 wird abgelehnt, da keine Wechselwirkung zwischen dem ZEA und der wahrgenommenen Anstrengung oder Ermüdung gefunden wird. Dieses kann u.a. daran liegen, dass die Probanden bis zu einer erhöhten Anstrengung die Aufgabe ausführen sollten und somit sowohl eine erhöhte Anstrengung als auch erhöhte Ermüdung am Ende vorliegen.

6.4.1.3 Fragestellung 4: Welche Unterschiede bestehen im Bewegungsverhalten vor und nach dem ZEA

Diese Fragestellung adressiert Veränderungen im Bewegungsverhalten mit Bezug zu den identifizierten ZEA. Der ZEA ist als Zeitpunkt erhöhter Anstrengung über eine Anstrengung ≥14 definiert. Die Ergebnisse aus Fragestellung 3 belegen, dass im Durchschnitt ein Wert über 14 genannt wird. Um die Bedeutung des ZEA für die Anstrengung vollständig zu analysieren, werden zu Beginn dieser Fragestellung diejenigen Probanden mit einem Anstrengungsempfinden <14 mit denjenigen mit einem Anstrengungsempfinden ≥14 zum identifizierten Zeitpunkt anhand der kinematischen Parameter verglichen. Die Variablen sind die berechneten Parameter (Tabelle 1) für das am meisten stabilisierte Segment je Proband vom ersten bis zum identifizierten Zeitpunkt (ZEA) und von diesem Zeitpunkt bis zum Ende. Zusätzlich gehen der Drehwinkel und die Geschwindigkeit der Gelenkwinkel in die Betrachtung mit ein. Die Berechnung der Parameter erfordert mindestens zwei Datenpunkte vor und zwei nach dem ZEA. Aus diesem Grund werden zwölf Probanden für LOM nicht berücksichtig, da bei diesen zu wenig Datenpunkte vor oder nach dem ZEA vorliegen. In LOM geben elf von den 24 betrachteten Probanden einen Anstrengungswert <14 zu dem identifizierten Zeitpunkt ZEA an. Die kinematischen Parameter mit Bezug auf den ZEA werden nachfolgend für beiden Probandengruppen mit dem Wilcoxon-Rangsummen-Test verglichen. Im Vergleich dieser beiden Probandengruppen wird der ZEA bei den Probanden mit

einer Anstrengung <14 in LOM ($W = 86.00$, $z = -3.00$, $p < .01$, $r = .61$) signifikant früher identifiziert. Diese Effekte kann vor allem auf den mit der Zeit linear ansteigenden Anteil der Anstrengung zurückgeführt werden.

Im Vergleich der Probanden, die einen Anstrengungswert ≥14 haben, mit den Probanden mit Anstrengungswert < 14 im ZEA, zeigen sich folgende Ergebnisse vor und nach dem ZEA: Die Gruppe Anstrengung ≥14 weist signifikante Unterschiede der zentralen Tendenz in der Geschwindigkeiten in ihrem am meisten stabilisierten Segment vor dem ZEA ($W = 97.00$, $z = -2.35$, $p < .05$, $r = .48$) und signifikant niedrigere Geschwindigkeiten nach dem ZEA ($W = 113.00$, $z = -2.87$, $p < .01$, $r = .59$) als die Probanden mit einer Anstrengung <14 auf. In anderen Worten bedeutet dieses, dass die Probanden mit einer Anstrengung <14 das am meisten stabilisiertes Segment vor dem ZEA signifikant langsamer und nach dem ZEA signifikant schneller bewegen als die Probanden mit einer Anstrengung ≥14. Der Vergleich innerhalb der Gruppe mit einer Anstrengung ≥14 zeigt anhand des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test, dass die Geschwindigkeit nach dem ZEA signifikant geringer ist ($W = 4.00$, $z = -2.90$, $p < .01$, $r = .810$). In der Gruppe mit der einer Anstregung < 14 gibt es keinen Unterschied. Im Vergleich der Probandengruppe zeigt sich somit, dass die Probanden, die einen Anstrengungswert ≥14 genannt haben, tendenziell langsamere Bewegungen nach dem ZEA ausführen, als jene die <14 gewertet hatten. Um abzugrenzen, dass es sich möglichweise um eine Kompensation in der letzten Minute handelt, wurde die letzte Minute und die vorletzte Minute bzgl. der Geschwindigkeit betrachtet. Probanden mit Anstrengungswert ≥14 im ZEA erhöhen im Durschnitt die Geschwindigkeit in der letzten Minute zu der Minute davor ($W = 83.00$, $z = 2.62$, $p < .01$, $r = .73$). Probanden mit Anstrengungswert < 14 im ZEA nehmen keine Veränderung vor.

Darüber hinaus zeigen die Probanden mit einer Anstrengung <14 eine signifikant kleinere Steigung in den Amplituden der Peaks des LDLJ im meist stabilisierten Segment nach dem ZEA ($W = 103.00$, $z = -2.00$, $p < .05$, $r = .40$) als die Probanden mit einer Anstrengung ≥14. Durch die negative Skala des LDLJ bedeutet dies, dass die Amplituden im zeitlichen Verlauf nach dem ZEA immer größer werden, wodurch wiederrum der Energiebedarf durch die Peaks

steigt. Zusätzlich zu den identifizierten Effekten über die Gesamtheit der betrachteten Probanden hinweg, werden folgend noch individuelle Unterschiede einzelner Probanden in Bezug zu deren ZEA betrachtet. Dazu werden die Probanden fokussiert, deren Zeitpunkte bereits innerhalb der ersten zwei Minuten identifiziert werden. Probanden, die die Aufgabe vor dem ZEA länger ausführen zeigen mehrere Veränderungen im kinematischen Verhalten, die entweder auf Optimierungsvorhaben oder auf Kompensationen zurückgeführt werden können. Bei Probanden, die schon sehr früh eine erhöhte Anstrengung angeben und nur wenige Veränderungen im kinematischen Verhalten aufweisen, kann davon ausgegangen werden, dass es sich um Kompensationen im Bezug zur Anstrengung handelt. Die Auswertung für LOM zeigt, dass nur zwei von den elf betrachteten Probanden signifikante Unterschiede in der Geschwindigkeit (Proband 21: $W = 3.00$, $z = -2.22$, $p < .05$, $r = .56$; Proband 32: $W = 4.00$, $z = -2.01$, $p < .05$, $r = .58$) der zurückgelegten Gesamtwinkelbewegung (Proband 21: $W = 3.00$, $z = -2.22$, $p < .05$, $r = .56$; Proband 32: $W = 3.00$, $z = -2.19$, $p < .05$, $r = .63$) und der mittleren BV (Proband 21: $W = 3.00$, $z = -2.22$, $p < .05$, $r = .56$; Proband 32: $W = 3.00$, $z = -2.19$, $p < .05$, $r = .63$) des am meisten stabilisierten (des betrachteten) Segments aufweisen. Genau diese beiden Probanden halten nach dem Zeitpunkt noch deutlich länger durch (MW = 360.00s, SD = 42.60s) als die Probanden ohne signifikante Veränderungen (MW = 73.20s, SD = 26.40s). Dies bedeutet, dass mit dem ZEA einhergehende Veränderungen des Bewegungsverhaltens zu einer deutlich längeren Bearbeitungszeit der Aufgabe nach dem ZEA beitragen. Die Ergebnisse zeigen, dass H7-1 angenommen wird, da es kinematische Parameter gibt, die sich vor und nach den identifizierten ZEA signifikant unterscheiden.

6.4.2 Validierung des Verfahrens

Das Verfahren zur Identifizierung des ZEA wird im Folgenden auf die Aufgabenteile LMM und Muster übertragen. Ebenso wird überprüft, ob die Veränderungen im Bewegungsverhalten, die sich vor und nach dem ZEA ergeben, in diesen Aufgabenteilen gefunden werden können.

6.4.2.1 Fragestellung 5: Können in den Versuchsteilen LMM und Muster Zeitpunkte der erhöhten Anstrengung identifiziert werden?

Das oben in 6.4.1.2 beschriebene Verfahren wird auf die Aufgabenteile LMM und Muster angewendet. Zunächst wird ein kurzer Überblick über die Verteilung der am meisten stabilisierten, betrachteten Segmente gegeben. In LMM ist die BV bei fünf Probanden in der HWS, bei 22 Probanden in der BWS, bei sechs Probanden im SG, bei einem Probanden im EB und bei zwei Probanden im HG am geringsten. In Muster wird bei sieben Probanden die HWS, bei 21 Probanden die BWS, bei jeweils zwei Probanden das SG und der EB und bei vier Probanden das HG betrachtet. Demnach wird die BWS in allen drei Aufgabenteilen von der Mehrheit der Probanden am meisten stabilisiert. Die Verteilung zeigt darüber hinaus, dass es in allen drei Aufgabenteilen individuell andere Bewegungsabläufe gibt, denen durch die Segmentauswahl über die BV innerhalb des Verfahrens Rechnung getragen wird. Es zeigt sich, dass bei allen Probanden Zeitpunkte (ZEA) identifiziert werden können. Abbildung 6.13 stellt die Mittelwerte der genannten Anstrengungsbewertung zum ZEA dar (MW_{LMM} = 14.03, SD_{LMM} = 3.71; MW_{Muster}= 15.14, SD_{Muster} = 4.72).

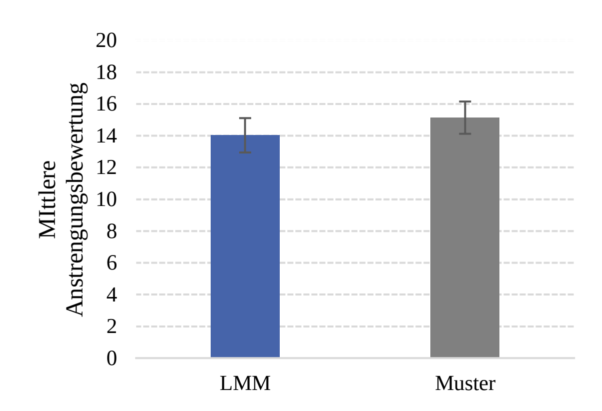


Abbildung 6.13: Mittlere Anstrengungsbewertung in den identifizierten Zeitpunkten erhöhter Anstrengung

Zwischen den Versuchsteilen bestehen keine signifikanten Unterschiede. In den Daten zeigt sich auf individueller Ebene, dass bei zwei Versuchspersonen die Anstrengungsbewertung zu dem identifizierten Zeitpunkt deutlich geringer ist als bei dem Durchschnitt der Probanden. Bei diesen Probanden fällt jedoch auf, dass beide Probanden sowohl in LOM (MW_{LOM} = 3.5, SD_{LOM} = 2.12), als auch in LMM (MW_{LMM} = 7.5, SD_{LMM} = 2.12) und Muster (MW_{Muster} = 9.5, SD_{Muster} = 4.95) eine deutlich niedrigere Bewertung aufweisen, was auf einen systematischen Effekt deutet. Abbildung 6.14 stellt die mittleren relativen Zeitpunkte zur Gesamtdauer in Prozent dar. Bezüglich der Zeitpunkte zeigen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Aufgabenteilen (MW_{Muster} = 0.70, SD_{Muster} = 0.06; MW_{LMM} = 0.73, SD_{LMM} = 0.06). Es fällt die relative geringe Standardabweichung auf, die zudem in den Aufgabenteilen gleich ist. Insgesamt wird die Hypothese H7-0 angenommen, da ein ZEA unabhängig vom Aufgabenteil identifiziert werden kann.

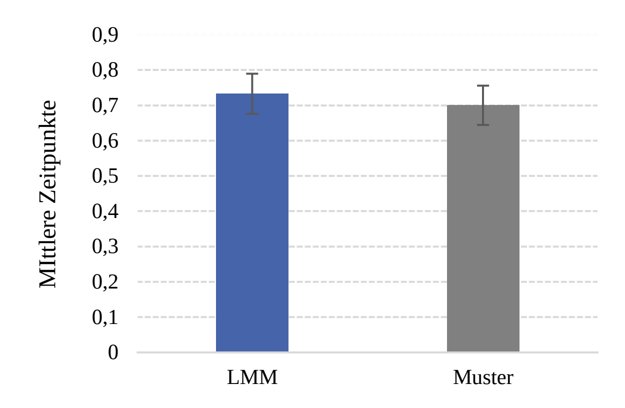


Abbildung 6.14: Identifizierte mittlere relative Zeitpunkte erhöhter Anstrengung in Prozent

Die Produkt-Moment-Korrelation nach Bravais-Pearson mit den Variablen: ZEA, Anstrengung (die am Ende der Aufgabe abgefragt wurde) und Ermüdung, soll Aufschluss über deren Zusammenhänge geben. Für LMM und Mus-

ter kann, wie bei LOM, kein Zusammenhang zwischen den identifizierten Zeitpunkten und dem Anstrengungsempfinden oder der Ermüdung herausgefunden werden.

6.4.2.2 Fragestellung 6: Bestehen die gleichen Unterschiede im Bewegungsverhalten vor und nach dem ZEA im Versuchsteil LMM und Muster?

Diese Fragstellung adressiert die Übertragbarkeit der Ergebnisse aus Fragestellung 4 auf LMM und Muster. Wie in Fragestellung 4 (Kapitel 6.4.1.3) erfordert die statistische Betrachtung mindestens zwei Datenpunkte vor und zwei nach dem ZEA, um das Bewegungsverhalten vergleichen zu können. Aus diesem Grund werden neun Probanden für LMM und zwei für Muster in diesem Auswertungsschritt nicht berücksichtigt. Zusätzlich zu den kinematischen Parametern geht die Gesamtwinkelbewegung und die Geschwindigkeit der Gelenkwinkel in die Analyse mit ein. In LMM geben 13 von den 30 betrachteten Probanden einen Anstrengungswert <14 zu dem identifizierten Zeitpunkt ZEA an. In Muster sind es zehn von 26 betrachteten Probanden. Aus diesen Probanden werden pro Aufgabenteil zwei Gruppen gebildet und mit dem Wilcoxon-Rangsummen-Test verglichen. Im Vergleich dieser beiden Probandengruppen wird der ZEA bei den Probanden mit einer Anstrengung <14 in LMM (W = 127.00, z = -3.12, p < .01, r = .57) als auch in Muster (W = 64.00, z = -3.75, p < .001, r = .74) signifikant früher identifiziert. Dieses Ergebnis deckt sich mit dem vom Aufgabenteil LOM. Probanden mit einer Anstrengung ≥14 zeigen zudem eine signifikant höhere mittlere Geschwindigkeiten in ihrem am meisten stabilisierten Segment vor dem ZEA (LMM: W = 147.00, z = -2.28, p < .05, r = .42; Muster: W = 273, z = -3.00, p < .01, r = .59) und signifikant niedrigere mittlere Geschwindigkeiten nach dem ZEA (LMM: W = 190.00, z = -3.08, p < .01, r = .56; Muster: W = 163.00, z = -2.80, p < .01, r = .55) als die Probanden mit einer Anstrengung <14. Dieses Ergebnis stimmt ebenfalls mit dem LOM überein. Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test zeigt zudem, in Übereinstimmung mit LOM, dass generell die Probanden in LMM mit einem Anstrengunswert <14 keine Unterschiede vor und nach dem ZEA zeigen. Die Probanden mit ≥14 in LMM haben nach dem ZEA die Geschwindigkeit verringert (W = 20.00, z = 2.68, p < .01, r = .65). Für die Musteraufgabe sind

folgende Ergebnisse zu beschreiben. Wenn die Probanden im ZEA ≥14 als Anstrengung angegeben haben, verlangsamt sich bei diesen Probanden die Geschwindigkeit nach dem ZEA (W =10.00, z = -3.00, p < .01, r = .75). Wenn die Probanden einen Wert <14 nennen wird die Geschwindigkeit tendenziell höher (W =48.00, z = 2.09, p < .05, r = .66). Demnach kann ein aufgabenübergreifender Zusammenhang zwischen der Anstrengungshöhe im ZEA und der Veränderung der mittleren Bewegungsgeschwindigkeit in dem am meisten stabilisierten Segment durch den ZEA festgestellt werden.

In Muster können noch weitere Unterschiede im Bewegungsverhalten der beiden Probandengruppen identifiziert werden. Die Probanden mit einer Anstrengung ≥14 haben vor dem ZEA eine signifikant niedrigere Steigung der zeitlichen Abstände von den Peaks des LDLJ (W = 165.00, z = -2.69, p < .01, r = .54). Dies bedeutet, dass die Abstände der Peaks im zeitlichen Verlauf zum ZEA hin signifikant kleiner werden, was mit einem erhöhten Energiebedarf einhergeht. Die Probanden mit einer Anstrengung ≥14 legen im Mittel signifikant weniger Gesamtwinkelbewegung über alle Segmente nach dem ZEA zurück (W = 171.00, z = -2.37, p < .05, r = .46) als die Probanden mit einer Anstrengung <14 im Aufgabenteil Muster. Die Probanden mit einer höheren Anstrengung im ZEA reduzieren demnach die zurückgelegte Gesamtwinkelbewegung der Segmente in Relation zu den Probanden mit einer niedrigeren Anstrengung im ZEA. Anhand der Ergebnisse wird H8-1 angenommen. Es gibt kinematische Parameter, die sich vor und nach den identifizierten ZEA aufgabenunabhängig unterscheiden.

6.5 Diskussion

Ziel dieser Studie ist die Identifikation von individuellen Zeitpunkten, ab denen eine erhöhte Anstrengung empfunden wird. Um das Ziel zu erreichen wird im ersten Schritt überprüft, ob die Anstrengung sowie die Ermüdung in den fast-periodischen Punkt-zu-Punkt Bewegungen anhand der LDLJ- und BV-basierten Parameter differenziert werden können.

Analyse der Daten auf Stichprobenebene und Abgleich mit Experiment I: Die Auswertungen zu Fragestellung 1 zeigen, dass die Differenzierung möglich ist. In diesem Experiment zeigt sich kein einheitliches Bild, was zum einen an den aufgabenbedingten Unterschieden liegen kann, oder auch daran, dass die am meisten kontrollierten Segmente zwischen den Probanden variieren. Dennoch können durch die Betrachtung auf Stichprobenebene wichtige Effekte festgestellt werden, die die Vorannahmen aus Experiment I bestätigen. Es wird beispielsweise festgestellt, dass das Bewegungsverhalten bzw. die Ausprägungen der Parameter nicht linear zur Anstrengungswahrnehmung über die gebildeten Gruppen A-1 bis A-3 hinweg ansteigen. In LOM zeigen die Parameter der Peaks des LDLJ, die die Anstrengung differenzieren, einheitlich umgekehrte U-förmige Verläufe, sodass die Mediane der Parameter jeweils in Gruppe A-2 am höchsten sind. Die Parameter, die die Anstrengung in LMM und Muster differenzieren, zeigen einheitlich tendenziell U-förmige Verläufe. Diese Ergebnisse können dahingehend interpretiert werden, dass mögliche, anstrengungsrelevante Kompensationsmechanismen und Strategieänderungen in der Bewegungsausführung von Probanden durch die Parameter der Peaks im LDLJ erkennbar sind. Parameter der BV stehen oft in einem deutlich engeren Zusammenhang mit der Art der Aufgabe und dem daraus resultierenden Bewegungsverhalten. Die Parameter des LDLJ können aufgrund ihrer Herleitung als eher aufgabenunabhängig angesehen werden, was durch die aufgabenübergreifende Sensitivität gegenüber der Anstrengung aus Experiment I und Fragestellung 1 bestätigt werden kann. Zusammen mit der oben genannten Sensitivität gegenüber Kompensationsmechanismen und Strategieänderungen bestätigen die Ergebnisse die Relevanz der Peaks des LDLJ für die Anstrengung. Die Ergebnisse der Fragestellung 2 zeigen, dass insbesondere die Amplituden und die zeitlichen Abstände der Peaks des LDLJ hinsichtlich der Relevanz hervorzuheben sind. Insgesamt stellt sich dar, dass die Amplituden der Peaks und deren Veränderung über die Zeit ein Indikator für wechselndes Bewegungsverhalten sind. Zudem zeigt sich, dass sich die kumulierten Peaks proportional zur wahrgenommenen Anstrengung verhalten.

Bestimmung des ZEA und dessen Validierung: Das Verfahren zur Identifikation des ZEA erlaubt, dass grundsätzlich mehrere Zeitpunkte mit den definierten Merkmalen innerhalb eines Bewegungsablaufes identifiziert werden

können. Der ZEA ist so definiert, dass nach Möglichkeit der letzte Punkt, der auftritt, gewählt wird. Dies liegt darin begründet, dass ein Anteil der Anstrengung mit der Zeit ansteigt (Swart et al., 2012). Bei mehreren identifizierten Punkten können die Strategieänderungen, die zu den ersten Punkten geführt haben, zu rein optimierenden Zwecken im Sinne der Leistung vorgenommen werden. Diese Vermutung wird dadurch bestätigt, dass die mittleren Anstrengungsbewertungen der Probanden in dem identifizierten ZEA im Mittel sehr nah an der definierten Grenze von 14 liegen. Dieses Ergebnis kann in allen drei Aufgabenteilen beobachtet werden. Allerdings liegt eine Herausforderung darin, die Interpretation des Zeitpunkts richtig einzuordnen, wenn die Probanden die Bewegung nicht bis zur Belastungsgrenze ausgeführt haben. Hierzu geben die Fragestellung 4 und 6 Aufschluss. Wie bei Abbiss et al. (2015) beschrieben, zeigt sich eine Veränderung der Bewegungsgeschwindigkeit in Zusammenhang mit der erhöhten Anstrengungswahrnehmung. Wenn sich diese nicht ändert, kann die Leistung nicht wie bis dahin fortgeführt werden. Die Ergebnisse zeigen deutlich, dass Probanden die Geschwindigkeit ändern. Das lässt darauf schließen, dass eine Kompensation auf der Ausführungsebene stattfindet. Um dieses zu ermöglichen wird das Tempo verändert. Auf der anderen Seite kann ein mögliches Einsparen von Energie der Grund für die Verrinngerung der Bewegungsgeschwindigkeit sein. Die Übertragung der Ergebnisse auf LMM und Muster zeigt, dass es sich nicht um einen Zufallsbefund handelt, sondern ein Bewegungsmuster aufgefunden wurde, welches auf weitere Aufgaben übertragen werden kann. Insbesondere die Unabhängigkeit dieses Ergebnisses von der Aufgabengestaltung mit und ohne Metronom verstärkt die Unabhängigkeit von aufgabenbedingten Faktoren und die Relevanz für die Anstrengung. Allerdings kann hier nicht davon gesprochen werden, dass diese Ergebnisse auf alle Aufgabentypen übertragen werden können. Die Grenzen müssen in weiteren Untersuchungen erforscht werden. Zudem muss weiter geprüft werden, welche Segmente im Sinne der unkontrollierten Mannigfaltigkeit (Scholz & Schöner, 1999) noch eine Rolle spielen. In diesem entwickelten Verfahren wird sich auf das am meisten kontrollierte Segment gestützt. Dieses Segment wird anhand der geringsten BV bestimmt (Madeleine et al., 2008). Bei der Mehrheit der Probanden handelt es sich dabei um die BWS. Das bedeutet, dass diese Probanden ihre Anstrengungsbewertung aus der Wahrnehmung der Rumpfaktivität ziehen würden. Cruz-Montecinos et al. (2019) stellen in ihrer Untersuchung

heraus, dass die neuromuskuläre Ermüdung der Rumpfmuskulatur (BWS und Lendenwirbelsäule) eine starke Korrelation mit der RPE Beurteilung aufweist. Somit trägt dieser Aktivitätsbereich erheblich zur Anstrengungswahrnehmung bei und stütz die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung. Wenn Segmente sehr ähnliche BV-Werte aufweisen, wird dieses durch das beschriebene Verfahren aktuell nicht berücksichtigt. Die Aufmerksamkeit hinsichtlich der Kontrolle von Segmenten verteilt sich nach Domkin et al. (2002) auf mehrere Segmente, weshalb die Berücksichtigung weiterer Segmente noch zusätzliche anstrengungsrelevante Informationen liefern kann.

Ein weiterer Punkt, der an dieser Stelle diskutiert werden soll, ist das mit den Ergebnissen kein Zusammenhang zu der Beurteilung der Ermüdung hergestellt werden kann. Ebenso können keine Zusammenhänge mit der Gesamtbeurteilung der Anstrengung gefunden werden. Dieses kann an mehreren Faktoren liegen. Die Anstrengungswerte haben allgemein eine relativ hohe Bewertung, da die Probanden bis zur Leistungsgrenze gehen sollen und dementsprechend homogene Werte am Ende darstellen. Möglicherweise kann die Anstrengung im Nachgang an die Aufgabenausführung anders ausfallen als der letzte Anstrengungswert unmittelbar am Ende der Aufgabe. Dieses kann daran liegen, dass die Gesamtbeurteilung einer Aufgabe unterschiedlich von den einzelnen Probanden bewertet wird. Yeh & Wickens (1988) beschreiben, dass die Bewertung aus einem mittleren Empfinden der Gesamtaufgabe resultiert. Thornton (1985) dahingegen zeigen auf, dass Belastungsspitzen im Verlauf der Aufgabe die Wahrnehmung einer Aufgabe beeinflussen. Estes (2015) fand heraus, dass das artikulierte Empfinden aus dem Kurzzeitgedächtnis resultiert und somit nur die letzte Zeit für die Aufgabenbewertung relevant ist. Daraus ergibt sich eine Unschärfe in der Bewertung hinsichtlich dessen, was die Probanden für sich als Referenz heranziehen. Zur Erklärung des Zusammenhangs zwischen der Ermüdung und der Anstrengung und um die Ermüdung in das identifizierte Verfahren zu integrieren, bedarf es weiterer Untersuchungen. Es können Wechselwirkungen der beiden subjektiven Konstrukte bestätigt werden, wobei die Frage nach der zeitlichen Abhängigkeit und weiteren Interaktionseffekten weiter offenbleibt. Zur Erforschung dieses Zusammenhangs wären Aufgaben, die zu heterogeneren Ermüdungsbewertungen führen, notwendig.

Zusätzlich ist die Voraussetzung für diesen Ansatz, dass die Probanden die Anstrengung tatsächlich adäquat angegeben haben und nicht aufgrund von beispielsweise sozialer Erwünschtheit einen höheren oder gar niedrigeren Wert angeben haben. Bei den Probanden, die in allen drei Aufgabenteilen einen niedrigeren Wert angeben haben, ist es möglich, dass diese Probanden tatsächlich nicht an ihre Leistungsgrenze herangekommen sind. Bei den Probanden, die nach 8 Minuten nicht den Wert 17 genannt haben, wurde die Aufgabe durch den Versuchsleiter abgebrochen. Dies führt dazu, dass ein möglicher zweiter ZEA nicht identifiziert werden kann oder tatsächlich nicht existiert.

6.6 Zusammenfassung

Nach der Replikation der Ergebnisse aus Experiment I, wird im Rahmen dieses Experiments ein Verfahren zur Identifikation des ZEA auf individueller Ebene entwickelt und validiert. Zusammenfassend ergeben sich die folgenden vier Kriterien zur Identifikation des ZEA:

- Betrachtung des am meisten kontrollierten Gelenkes,
- das Auftreten von kleiner werdenden zeitlichen Abständen der Peaks,
- das Auftreten von größer werdenden Amplituden der Peaks
- und eine Erhöhung der Gesamtwinkelbewegung.

Im Zusammenhang mit dem ZEA konnten in allen drei Aufgabenteilen Strategieänderungen in den kinematischen Parametern identifiziert werden. Einige dieser Veränderungen stehen im Zusammenhang mit der tatsächlichen Anstrengungsbewertung der Probanden zu den Zeitpunkten, an denen deren ZEA identifiziert wird. Nachfolgend werden die Strategieverhalten, gegliedert nach Aufgabenteilen angegeben, da sich kein einheitliches Ergebnis zeigt.

Für LOM und LMM wurden folgende Strategien vor und nach dem ZEA herausgefunden:

- Bei Probanden mit einem Anstrengungswert ≥ 14 zum ZEA ist die Winkelgeschwindigkeit vor dem ZEA höher und nach dem ZEA niedriger als bei Probanden, die <14 angegeben.

- Wenn der ZEA früh identifiziert wird und signifikante Strategieänderungen in der Winkelgeschwindigkeit, der Gesamtwinkelbewegung und/oder BV vorliegen, können die Probanden die Aufgabe länger ausführen als diejenigen, die keine Strategieänderung vornehmen.

- Nur in LOM ist die Steigung der Amplituden von Peaks nach dem ZEA von den Probanden mit einer Anstrengung < 14 höher als von den Probanden mit einer Bewertung ≥ 14.

Für den Versuchsteil Muster ergeben sich folgende Strategien:

- Bei Probanden mit einem Anstrengungswert ≥ 14 zum ZEA ist die Winkelgeschwindigkeit vor dem ZEA höher und nach dem ZEA niedriger als bei Probanden, die <14 angegeben (wie bei LOM und LMM) haben.

- Vor dem ZEA ist die Steigung der Abstände der Peaks des LDLJs bei Probanden mit einem Anstrengungswert <14 zum ZEA höher als bei Probanden mit dem Wert ≥14.

- Nach dem ZEA ist die Gesamtwinkelbewegung bei Probanden mit der Bewertung <14 zum ZEA höher als bei Probanden mit dem Wert ≥14.

Zusammenfassend muss herausgestellt werden, dass das Verfahren zur Identifikation der erhöhten Anstrengung einen guten Eindruck gibt, welche Bedeutung die BQ in Bezug zur Anstrengung hat. Es kann nicht gesagt werden, ob die Anstrengung zur Veränderung der Peaks führt oder die Peaks die Anstrengungswahrnehmung erhöhen. Sichtbar ist, dass sich die Peaks in der Aufschlüsselung der Anstrengungsangaben ähnlich verhalten und ähnliche Plateaus aufzeigen. Welche Segmente bei Ganzköperbewegungen in die Betrachtung eingehen können, ist mit dem Ansatz noch nicht beantwortet. Die Übertragung auf eine anwendungsbezogene Aufgabe im nächsten Kapitel soll

im ersten Schritt dabei helfen, einzuschätzen, ob sich periodische Aufgaben für diese Beurteilung eignen und wie stabil die Punkte der Veränderung gefunden werden können.

7 Übertragung der Ergebnisse auf eine anwendungsnahe Tätigkeit

Inhalt dieses Kapitels ist die Übertragung des entwickelten Verfahrens zur Abschätzung der Anstrengung auf eine repetitive anwendungsnahe Tätigkeit. Dieses dient im Wesentlichen dazu, heraufzufinden, welche weiteren Einflussfaktoren berücksichtigt werden können, um das Verfahren für anwendungsnahe und in der Praxis vorkommenden Tätigkeiten zu qualifizieren. Die im Folgenden beschriebenen Daten werden im Power-Tool-Test-Center des Instituts für Produktentwicklung (IPEK) des Karlsruher Institut für Technologie im Rahmen eines Projektes zur Untersuchung von verschiedenen Kurzhalsschleifern im Trockenausbau erfasst. Das Gesamtziel der Untersuchung der Kurzhalsschleifer ist, Anwender in unterschiedlichen Phasen der Produktbenutzung zu analysieren. Innerhalb dieser Untersuchungen wird zwei Probanden zusätzlich eine inertiale Messeinheit angelegt, um kinematischen Bewegungsdaten zu erhalten. Diese werden genutzt, um das in dieser vorliegenden Ausarbeitung entwickelte Verfahren zur Bestimmung des ZEA beispielhaft anzuwenden.

7.1 Fragestellungen

Fragestellung 1: Kann ein ZEA für jeden Probanden identifiziert werden?

In der Entwicklung des Verfahrens wurde, aufgrund der ausschließlich im Sitzen ausgeführten Aufgaben, ein reduziertes Körpermodel verwendet. Dieses umfasst die ausführende obere Extremität, die Brustwirbelsäule und Halswirbelsäule. Die Bewegungen der Kurzhalsschleifer-Untersuchung werden, wie viele reale Tätigkeiten, im Stehen und bimanuell ausgeführt. Dementsprechend wird in den hier betrachteten Aufgaben ein Ganzkörpermodell verwendet. Im Rahmen des ZEA-Verfahrens kann dieser Unterschied Auswirkungen auf die

Auswahl des betrachteten Segments haben, welches über die geringste BV bestimmt wird. Aufgrund dessen werden die folgenden beiden Hypothesen zur Beantwortung der Fragestellung bearbeitet:

- H1-1: Die am meisten kontrollierten Segmente unterscheiden sich zwischen den angewendeten Körpermodellen.
- H2-1: Die Anwendung des ZEA-Verfahrens identifiziert für jeden Probanden einen ZEA analog Experiment II.

Fragestellung 2: Zeigen sich Veränderungen im Bewegungsverhalten mit direktem Bezug zum ZEA?

Bei den Bewegungsaufgaben, die zur Entwicklung des Verfahrens herangezogen werden, handelt es sich um fast periodische oder wiederkehrenden rhythmischen Bewegungsepisoden. In der Bewegungsaufgabe, die für die Prüfung der Übertragbarkeit herangezogen wird, handelt es sich um quasi-Wiederholungen. Dementsprechend wird davon ausgegangen, dass sich die Bewegungen zwar wiederholen aber nicht in einer Regelmäßigkeit. Die Aufgabengestaltung kann neben dem ZEA-Verfahren an sich vor allem auch die identifizierten Veränderungen im Bewegungsverhalten beeinflussen. Um diese Fragestellung zu bearbeiten, sollen die folgenden Hypothesen geprüft werden:

- H3-1: Der Verlauf der Peaks zeigt Zusammenhänge mit dem ZEA.
- H4-1: Es bestehen logische Rückschlüsse zwischen dem ZEA und den abschließenden Anstrengungsbewertungen.
- H5-1: Es bestehen Unterschiede in der Bewegungsgeschwindigkeit und der Gesamtwinkelbewegung vor und nach dem ZEA.

7.2 Methodisches Vorgehen

Im Vergleich zu Experiment I und II wird in diesem Experiment eine Bewegungsaufgabe mit einer deutlich höheren Anzahl an Freiheitsgraden gewählt. Im Folgenden wird der Versuchsaufbau beschrieben.

7.2.1 Versuchsaufbau

Bei der Bewegungsaufgabe handelt es sich um eine bimanuelle Bewegung mit vorübergehend-periodischen Bewegungen (Hogan & Sternad, 2007). Das bedeutet, dass der Charakter der Bewegung quasi-periodisch mit stellenweise wiederkehrenden Bewegungsfolgen ist. Basierend auf dieser Klassifizierung, kann eine Ähnlichkeit zum Aufgabenteil Randomisierung in Experiment I festgestellt werden. Der Unterschied liegt allerdings darin, dass in dieser Bewegungsaufgabe kein Zielpunkt vorgegeben ist, sondern die freie Bearbeitung einer vorgegebenen Fläche das Ziel ist. Die Aufgabe besteht darin, unter standardisierten Bedingungen, anwendungsspezifische Bewegungen mit einem Kurzhals-Trockenbauschleifer durchzuführen. Die anwendungsspezifischen Tätigkeiten sind in diesem Zusammenhang vor allem durch die Art der Spachtelungen, z.B. flächige Spachtelung (Qualitätsstufe 4 Spachtelung genannt) oder die Verspachtelung der Spalte zwischen zwei Platten (Qualitätsstufe 2 Spachtelung genannt) definiert. In dieser Aufgabe führen die Probanden eine Verspachtelung nacheinander auf einer horizontalen (Abbildung 7.1 links) und senkrechten (Abbildung 7.1 rechts) Fläche mit unterschiedlichen Kurzhals-Trockenschleifern der Marken Eibenstock, Menzer und Flex durch.

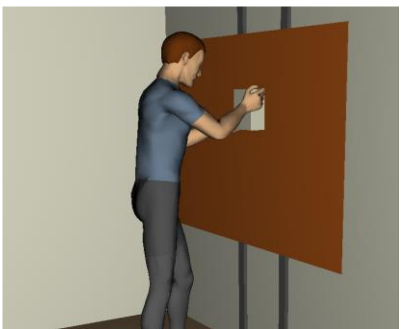



Abbildung 7.1: Schematische Darstellung der Aufgabe mit dem Kurzhalsschleifer auf einer horizontalen (links) und senkrechten (rechts) Fläche

Zur Erhebung der Bewegungsdaten wird, wie in den Experimenten zuvor, ein Inertialsystem verwendet (MTx Awinda-System Xsens©). Dieses System verfügt über so genannte miniatur-kabellose inertiale Motion Tracker (MTw-Sensoren). Diese Messeinheiten bestehen jeweils aus einem 3D-Gyroskop, einem 3D-Beschleunigungsmesser, einem 3D-Magnetometer und einem Barometer (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2009). Die aufgezeichneten Daten werden im Messsystem über eine sogenannte Awinda Station und einem Wireless-USB-Dongle an den PC übertragen. Die MTw-Sensoren haben eine Größe von 47 mm x 30 mm x 3 mm und ein Gewicht von 16 g (Bellusci, Dijkstra & Slycke, 2013; Paulich, Schepers, Rudigkeit & Bellusci, 2017). In dieser Untersuchung werden 17 Sensoren verwendet, die mit anpassbaren Gurten und einem Shirt mit integrierten Sensortaschen am Körper angelegt werden. Für weitere Informationen über das System wird auf Paulich et al. (2017) verwiesen. Die Aufnahmefrequenz der Bewegungsdaten beträgt 60 Hz. Abbildung 7.2 stellt die Platzierung der angelegten Sensoren dar.

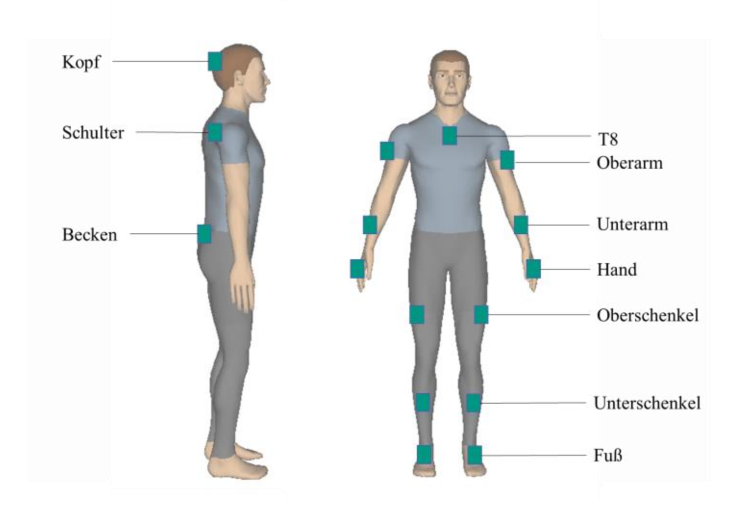


Abbildung 7.2: Angelegte Sensoren (MTx-Sensoren, Xsens©)

Dabei handelt es sich um einen Sensor am Kopf, auf Höhe von T8 (am Brustbein), Becken sowie jeweils auf der rechten und linken Seite: Schulter, Oberarm, Unterarm, Hand, Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß. Für die folgenden Analysen werden nicht alle Körpersegmente betrachtet, sondern lediglich die BWS, HWS sowie das rechte und linke Schultergelenk, da diese die Segmente in den vorherigen Experimenten, die am stärksten kontrollierten, waren. In allen drei Aufgabenteilen des Experiment II ist die BWS das am meisten kontrollierte Segment bei der Mehrheit der Probanden. In Experiment I ist es die HWS, die primär stabilisiert wird.

Die subjektiv wahrgenommene Aufgabenbelastung wird, wie in Experiment I und II, mit dem NASA Task-Load-Index (NASA-TLX) von Hart und Staveland (1988), aus dem das Anstrengungsitem dediziert betrachtet wird, vorgenommen. Zusätzlich zum NASA-TLX wird das Item zur Ermüdung erfasst.

7.2.2 Versuchsablauf und Stichprobe

Zu Beginn werden die Probanden über den Inhalt der Untersuchung informiert und die Sensoren des Inertialsystems angelegt. Im Rahmen der Gesamtuntersuchung, in welche dieses Experiment eingebettet ist, wird jedem Probanden standardmäßig ein extra erstelltes Schulungsvideo präsentiert, um sicherzustellen, dass die Aufgabenbearbeitung profiähnlich ausgeführt werden kann. Die Versuchspersonen, die sich für die Erhebung bereit erklärt haben, sind zwei männliche Probanden im Alter von 20 und 22 Jahren. Proband 1 führt die Aufgabe an der horizontalen Fläche mit den Kurzhals-Trockenbauschleifern der Marken Eibenstock und Menzer aus. Während der zweite Proband die Kurzhals-Trockenbauschleifer der Marken Eibenstock und Flex an der senkrechten Fläche verwendet. Die Probanden werden so instruiert, dass sie sich frei bewegen können und keine Einschränkung bzgl. der Bewegungsausführung vorgegeben sind. Nach der Aufgabe wird den Probanden der Fragebogen gereicht, um die subjektive Bewertung vorzunehmen. Die Dauer der Aufgabe beträgt mindestens zehn Minuten pro Durchgang mit einem Kurzhals-Trockenbauschleifer.

7.2.3 Datenanalyse

7.2.3.1 Auswertung der subjektiven Datenerfassung

Die Erfassung der subjektiven Empfindungen bezüglich der Anstrengung, der Ermüdung und der Aufgabenbeanspruchung erfolgt analog der Vorgehensweise in Experiment I und II.

7.2.3.2 Auswertung der kinematischen Daten

Sowohl die Datenvorverarbeitung als auch die Datenverarbeitung erfolgt mit eigens erstellten Skripten oder implementierten Funktionen in Mathworks Matlab® R2018b. Als Rohdaten stehen die Winkeldaten von 22 Körpergelenken zur Verfügung. Im ersten Schritt erfolgt die Datenvorverarbeitung durch eine Bereinigung von Aufnahme- und Bewegungsartefakten mit Hilfe einer Datenfilterung (siehe auch Abschnitt 5.2.3.3). Anschließend werden die Daten normiert, weshalb die Daten dimensionslos sind.

Die Parameter werden analog zu Experiment II (Kapitel 6.3.2.3) berechnet. Für die LDLJ-Berechnung erfolgte in den bisherigen Experimenten ein Zusammenschluss mehrerer Datenpunkte. Dies geschah anhand der vorgegebenen Zielpunkte (siehe Experiment II) oder anhand der periodischen Bewegungsfolgen und dementsprechend an den Gelenkwinkeln (siehe Experiment II). In der Bewegungsaufgabe dieses Experiments existieren diese vorgegebenen Zielpunkte nicht und ein periodisches Bewegungsverhalten wird voraussichtlich nur teilweise auftreten. Aus diesem Grund wird für die Zusammensetzung der Daten ein fixes Zeitfensters definiert. Der LDLJ wird anhand von 60 Datenpunkten berechnet, dies stimmt mit einer Dauer von einer Sekunde überein. Dieses wiederum entspricht etwa der Anzahl der zusammengefassten Datenpunkte aus den ersten beiden Experimenten, wodurch eine Vergleichbarkeit bestehen bleibt. Für die Parameterberechnung werden wiederum, analog zu Experiment II, 30 Sekunden-Fenster verwendet. Aufgrund der Stichprobe von zwei Probanden werden die Ergebnisse überwiegend in einer qualitativen Analyse dargestellt.

7.2.4 Statistische Auswertung

Die statistischen Methoden zur Auswertung gleichen Experiment I und II (Kapitel 5.2.4 und 6.2.4). Das Signifikanzniveau weist ebenfalls in dieser Analyse einen p-Wert von .05 auf. Bei nicht Erfüllung der Voraussetzungen für parametrische Tests (Bortz & Schuster, 2010, S. 212–214; Field, 2013, S. 214), wird die Varianzanalyse durch den Kruskal-Wallis-Test oder den Friedman-Test ersetzt. Ebenso ersetzt der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test und Wilcoxon-Rangsummen-Test in diesem Fall den t-Test für abhängige und unabhängige Daten. Wie in den vorangegangen Kapiteln der statistischen Auswertung wird für die Analyse von Zusammenhängen der Korrelationskoeffizient nach Pearson verwendet (Field, 2013, S. 286).

7.3 Ergebnisse

Die Ergebnisdarstellung enthält aufgrund der kleinen Stichprobe überwiegend qualitative Auswertungen. Diese ist darauf ausgerichtet, eine Brücke zwischen den streng kontrollierten Bedingungen, unter denen das ZEA-Verfahren entwickelt und validiert wurde, und der Anwendung unter realen Bedingungen zu bilden.

7.3.1 Übertragung des ZEA-Verfahrens

Dieses Kapitel adressiert die Fragestellung 1: Kann ein ZEA für jeden Probanden identifiziert werden? Unter Hinzunahme aller aufgezeichneten Segmente des Körpermodells (HWS, BWS, obere und untere Extremität der linken und rechten Seite) stellt sich folgendes Ergebnis dar: Proband 1 stabilisiert in der ersten Ausführungen (horizontales Schleifen, Eibenstock) das rechte Kniegelenk und im zweiten Durchgang (horizontales Schleifen, Menzer) das linke Kniegelenk. Proband 2 stabilisiert in der ersten Ausführung (senkrechtes Schleifen, Flex) das linkte Kniegelenk und in der zweiten Ausführung (senkrechtes Schleifen, Eibenstock) das linke Hüftgelenk am meisten. Eine Betrachtung des gesamten Körpers zeigt in diesem Fall eine Verschiebung der am meisten kontrollierten Segmente auf die unteren Extremitäten. Für den ersten Schritt der Übertragbarkeit wird zunächst, wie in Kapitel 7.2.1 beschrieben, auf die Segmente zurückgegriffen, die in den vorherigen Experimenten bei der Stabilisierung eine Rolle spielen. In der Kurzhals-Trockenschleifer Untersuchung kontrolliert Probanden 1, unter den in Kapitel 7.2.1 genannten Auswahl der Segmente, ebenfalls die BWS am stärksten. Proband 2 hingegen stabilisiert den Nacken am stärksten. Aufgrund dieser Ergebnisse wird die Hypothese H1-1 angenommen, da Unterschiede in dem ausgewählten Segment, basierend auf dem verwendeten Körpermodell, bestehen. Dieser Aspekt wird in der Diskussion (Kapitel 7.4) aufgegriffen und hinsichtlich möglicher Implikation für die praktische Nutzung des ZEA-Verfahren diskutiert. Im nächsten Schritt wird für beide Probanden das ZEA-Verfahren in beiden Aufgabenteilen angewendet. Es zeigt sich, dass für jeden Proband und jeden Aufgabenteil ein ZEA identifiziert werden kann.

- VP 1-1 (Proband 1, Eibenstock, horizontale Fläche) hat nach 6 Minuten die Aufgabe anstrengungsbedingt abgebrochen. Der ZEA wird nach 3 Minuten identifiziert.

- VP 1-2 (Proband 1, Menzer, horizontale Fläche) hat die Aufgabe nach 10 Minuten beendet. Der ZEA wird nach 7 Minuten identifiziert.

- VP 2-1 (Proband 2, Flex, senkrechte Fläche), die Aufgabe wird 10 Minuten lang durchgeführt und der ZEA wird nach 9 Minuten identifiziert.

- VP 2-2 (Proband 2, Eibenstock, senkrechte Fläche) hat die Aufgabe 10 Minuten lang ausgeführt. Der identifizierte ZEA tritt bei Minute 7:30 auf.

Die Ergebnisse zeigen, dass für jeden Probanden ein ZEA mit dem entwickelten Verfahren identifiziert wird, weshalb die Hypothese H2-1 angenommen wird.

7.3.2 Analyse des Bewegungsverhaltens

Dieses Kapitel behandelt die Fragestellung 2: Zeigen sich Veränderungen im Bewegungsverhalten mit direktem Bezug zum ZEA? Zunächst werden beide Probanden nacheinander bezüglich der Peaks des LDLJs in den jeweils am meisten kontrollierten Segmenten betrachtet. Proband 1 (VP 1) führte die Aufgabe in der horizontalen Ebene mit Kurzhals-Trockenbauschleifern zweier verschiedener Hersteller aus. Abbildung 7.3 stellt die relativen kumulierten Peaks des LDLJs in Prozent über den Verlauf dar. Jeder vertikale Sprung entspricht dabei dem Auftreten eines Peaks. Die vertikale Sprunghöhe entspricht der Amplitude des jeweiligen Peaks. Da die Peaks durch die Berechnung des LDLJs im negativen Wertebereich liegen, wurde zur Veranschaulichung der Wertebereich invertiert, sodass diese im positiven Bereich liegen. Die vertikal gestrichelten Linien stellen den identifizierten ZEA dar. Der grüne Verlauf repräsentiert die Peaks aus der ersten Ausführung mit dem Eibenstock Kurzhals-Schleifer (Abbildung 7.3 VP 1-1).

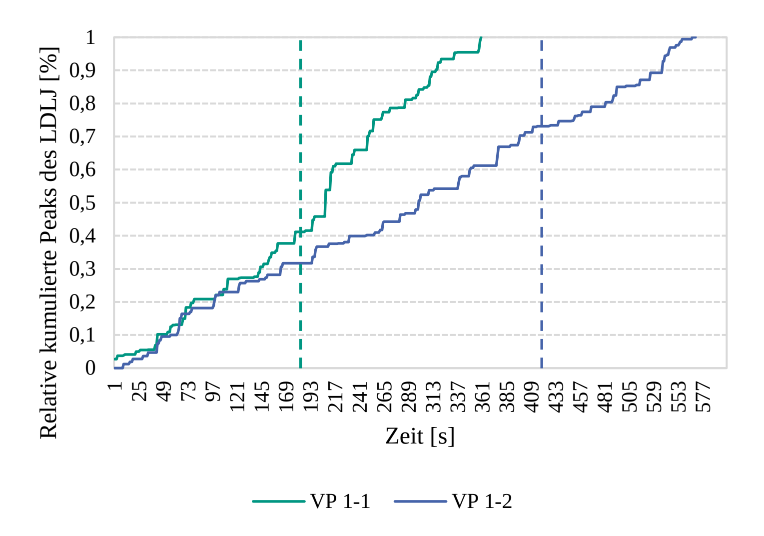


Abbildung 7.3: Kumulierte Peaks des LDLJ mit ZEA (gestrichelte Linie) von VP 1 (VP 1-1: Eibenstock, VP 1-2: Menzer)

Dieser Versuchsteil wurde nach sechs Minuten vom Probanden selbst abgebrochen. Der ZEA wird nach drei Minuten identifiziert. Die blaue Linie stellt die Peaks des LDLJs des zweiten Durchlaufs mit dem Menzer Kurzhals-Schleifer dar (Abbildung 7.3 VP 1-2). Zu Beginn verlaufen beide Peak-Verläufe etwa gleich. Nach ca. 140 s unterscheiden sich diese. Der grüne Peak-Verlauf des LDLJs steigt steil an, was auf hohe Amplituden der Peaks und dementsprechend auf eine schlechtere BQ (hoher Ruck) hindeutet. Dieses Verhalten bleibt nach dem identifizierten ZEA bestehen. Hohe Amplituden gehen zudem mit einem deutlich erhöhten Energieaufwand für die Bewegung einher. Die zweite Aufgabe mit dem Trockenbauschleifer der Marke Menzer wird durch den blauen Verlauf dargestellt. Der ZEA wird deutlich später identifiziert (nach 7 Minuten) und die Amplituden der Peaks sind nach dem ZEA geringer als vor dem ZEA. Abbildung 7.4 stellt den kumulierten Peak-Verlauf des LDLJs für die beiden Ausführungen des zweiten Probanden (VP 2-1 und 2-2) dar.

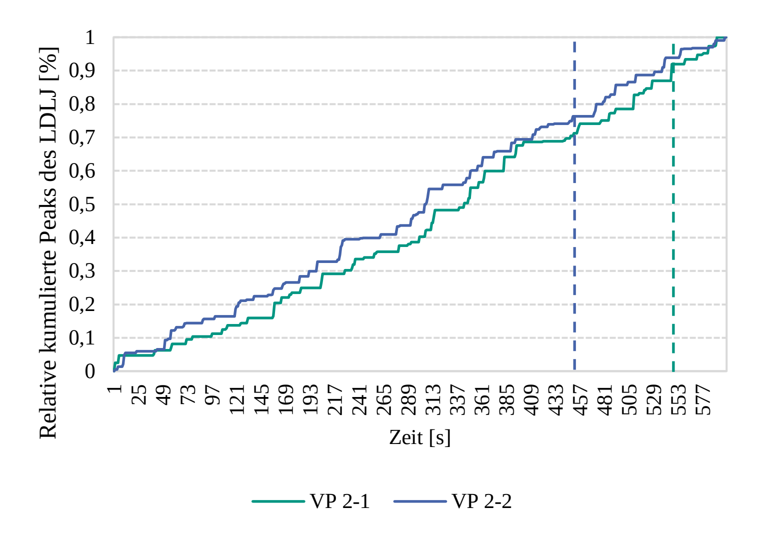


Abbildung 7.4: Kumulierte Peaks des LDLJ mit ZEA (gestrichelte Linie) von VP 2 (VP 2-1: Flex, VP 2-2: Eibenstock)

In der ersten Aufgabe, in dem der Trockenbauschleifer der Marke Flex verwendet wird (Abbildung 7.4 VP 2-1 grüner kumulierter Verlauf), wird der ZEA nach 9 Minuten identifiziert (grüne gestrichelte Linie). Der blaue kumulierte Verlauf bildet die Peaks des LDLJ in der zweiten Bewegungsaufgabe mit den Eibenstock Trockenbauschleifer ab (Abbildung 7.4 VP 2-2). Der ZEA wird nach 7:30 Minuten identifiziert (blau gestrichelte Linie). Der grüne kumulierte Verlauf zeigt nach dem identifizierten ZEA flache Sprünge dar, die eher auf kleine Amplituden der Peaks hindeuten. Während der Verlauf nach dem ZEA im zweiten Durchgang (blaue Linie) zum Teil flache aber auch hohe Peaks beschreibt. Nach dieser Betrachtung des Verlaufs der Peaks des LDLJ in Bezug zu dem identifizierten ZEA, wird der ZEA im Folgenden in einen Zusammenhang mit der abschließenden Anstrengungsbewertung der Probanden nach den Ausführungen gebracht. Die subjektiven Bewertungen der Anstrengung und der Ermüdung sind der Abbildung 7.5 zu entnehmen.

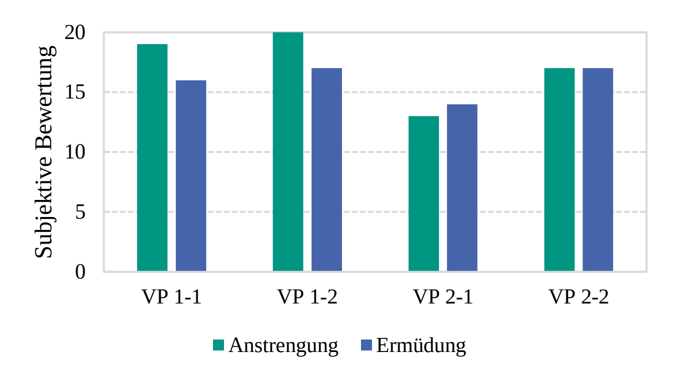


Abbildung 7.5: Subjektive Bewertung der Anstrengung und Ermüdung von VP 1 und VP 2

Beide Probanden geben in der zweiten Ausführung eine höhere Anstrengung sowie Ermüdung an. Für den ersten Probanden wird der ZEA in der ersten Ausführung (Abbildung 7.3 VP 1-1) deutlich früher identifiziert als in der zweiten Ausführung (Abbildung 7.3 VP 1-2). Dieses Ergebnis ist konsistent zu dem anstrengungsbedingten Abbruch dieser Ausführung durch den Probanden. Entsprechend der Definition des ZEA empfindet der Proband bereits nach drei Minuten eine erhöhte Anstrengung, was den beschriebenen langanhaltenden deutlich angestrengten Zustand erklären kann. Bei dem zweiten Probanden liegt der ZEA der zweiten Ausführung vor dem ZEA der ersten Ausführung. In der ersten Ausführung (Abbildung 7.5 VP 2-1) befindet sich der ZEA nur 60 s vor dem Ende der Aufgabe. Am Ende der ersten Durchführung gibt der zweite Proband einen Anstrengungswert von 13 an, was im Bereich der, für den ZEA, definierten Anstrengungshöhe liegt. Somit kann eine Konsistenz bezüglich der Anstrengung zwischen dieser abschließenden Bewertung und dem ZEA festgestellt werden. In der zweiten Ausführung (Abbildung 7.5 VP 2-2) dieses Probanden wird der ZEA früher identifiziert und die abschließende Anstrengungsbewertung liegt deutlich höher als in der ersten Ausführung. Auch dieses Ergebnis ist vor dem Hintergrund des ZEA schlüssig. Zusammenfassend liefern die abschließenden subjektiven Bewertungen eine weitere Bestätigung für den ZEA.

Als nächstes werden Unterschiede in der Bewegungsausführung mit Bezug zum ZEA beschrieben. Dazu wird zunächst die Bewegungsgeschwindigkeit in dem am meisten kontrollierten Segment und anschließend die Gesamtwinkelbewegung, jeweils vor und nach dem ZEA miteinander verglichen. Abbildung 7.6 stellt die mittleren Winkelgeschwindigkeiten für beide Ausführungen von Proband 1 (links) und Proband 2 (rechts) dar.

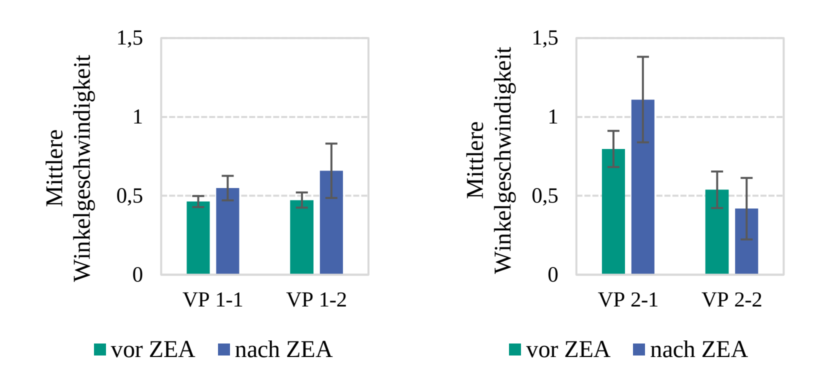
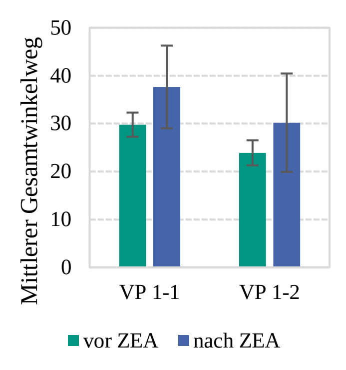


Abbildung 7.6: Mittlerer Geschwindigkeit des am meisten kontrollierten Segmentes von Proband 1 (VP 1) und Proband 2 (VP 2)

Die durchschnittliche Winkelgeschwindigkeit in dem am meisten kontrollierten Segment ist nach dem ZEA bei Proband 1 in beiden Ausführungsteilen höher als vor dem ZEA. Dieses Ergebnis bezüglich der Geschwindigkeitsveränderungen um den ZEA herum ist aus Experiment II bekannt und erlaubt verschiedene Rückschlüsse, die in Kapitel 7.4 diskutiert werden. Ähnlich sieht es bei dem zweiten Probanden für die erste Bewegungsausführung aus. In der zweiten Durchführung nimmt die Winkelgeschwindigkeit nach dem ZEA ab.

Folgend werden Veränderungen in der Gesamtwinkelbewegung basierend auf dem ZEA analysiert. Die Gesamtwinkelbewegung berechnet sich aus der Summe der Winkel der betrachteten Segmente. Gemittelt wird über die gebil-

deten 30 Sekunden-Fenster jeweils vor und nach dem ZEA. Beide Ausführungen von Proband 1 (links) und Proband 2 (rechts) sind in der Abbildung 7.7 dargestellt.



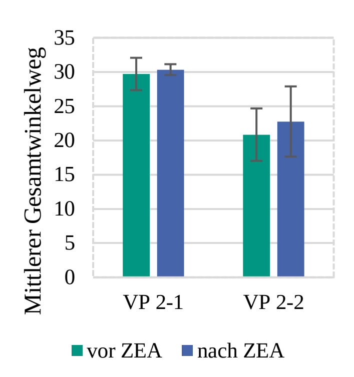


Abbildung 7.7: Mittlere Gesamtwinkelbewegung von den betrachteten Segmente Proband 1 und Proband 2

Die mittlere Gesamtwinkelbewegung erhöht sich nach dem ZEA bei beiden Probanden. Aus dem Experiment II ist bekannt, dass bei einem Anstrengungswert im ZEA <14 die Gesamtwinkelbewegung nach dem ZEA höher als bei einem angegebenen Wert von ≥ 14 ist. Bei den ersten Probanden (Abbildung 7.7 links) ist der erste Durchgang im Mittel höher, allerdings überlappen sich die Konfidenzintervalle sehr deutlich. Beim zweiten Probanden (Abbildung 7.7 rechts) ist ebenfalls der Mittelwert nach dem ZEA vom ersten Durchgang größer als vom zweiten Durchgang.

Zusammenfassend kann ein Zusammenhang zwischen dem kumulierten Verlauf der Peaks des LDLJ und dem ZEA identifiziert werden. Die Amplituden verändern sich in Abhängigkeit des ZEA, womit die Hypothese H3-1 angenommen werden kann. Darüber hinaus können logische Zusammenhänge zwischen dem ZEA und der abschließenden Anstrengungsbewertung gezogen

werden, wodurch auch die Hypothese H4-1 angenommen werden kann. Abschließend zeigen sich Unterschiede in der Bewegungsgeschwindigkeit und

der Gesamtwinkelbewegung in Bezug zum ZEA. Diese zeigen darüber hinaus Zusammenhänge mit der verbleibenden Aufgabendauer nach dem ZEA. Durch diese Ergebnisse kann auch die Hypothese H5-1 angenommen werden.

7.4 Diskussion

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Übertragung des ZEA-Verfahrens auf eine anwendungsnahe Tätigkeit diskutiert. Zur besseren Zuordnung wird die Diskussion in zwei Teile untergliedert, die die verschiedenen Aspekte der Anwendung des ZEA-Verfahrens adressieren.

Auswahl des meist stabilisierten Segments: Die UCM-Hypothese besagt, dass die gemeinsame kinematische Variabilität so strukturiert ist, dass wichtige aufgabenrelevante Körpersegmente selektiv stabilisiert werden (Scholz & Schöner, 1999). Dieses gilt sowohl für Aufgaben, in denen nur eine obere Extremität für die Bewegungsaufgabe benötigt wird, als auch für Aufgaben mit bimanuellen Aufgabenteilen. In Aufgaben, in denen mehrere Körpersegmente zur Erfüllung der Aufgabe notwendig sind, nehmen verschiedene Bereiche unterschiedliche sub-Aufgaben ein. Diese sub-Aufgaben erfordern nach der UCM-Hypothese ebenfalls die Stabilisierung eines Segments (Domkin et al., 2002). Die Anwendung des entwickelten ZEA-Verfahrens auf eine stehende bimanuelle Tätigkeit im Rahmen dieser Untersuchung hat gezeigt, dass der ZEA für jeden Probanden anhand des einen, am meisten kontrollierten, Segments identifiziert werden kann (Kapitel 7.3.1). Bei der Betrachtung der Segmente, wie es in dieser Untersuchung vorgenommen wurde, zeigt sich eine Übereinstimmung mit den Experimenten I und II. Bei dem zweiten Probanden, der die Aufgabe an einer senkrechten Fläche vorgenommen hat, wird die HWS als das meist stabilste Gelenk identifiziert. Dieses wird auch bei der M2 und R2-Wand Aufgabe des Experiments I festgestellt. Beide Aufgaben ähneln einer Überkopfaufgabe und haben somit ähnliche Anforderungen. Bei dem ersten Probanden kann bezüglich des meiststabilisierten Segments (BWS) eine

Parallele zu Experiment II gezogen werden. Die Aufgaben haben auch ähnliche Anforderungen. Somit zeigt sich, dass die Aufgabenanforderung einen Einfluss auf das am meisten kontrollierte Gelenk haben. Die Auswahl des am meisten kontrollierten Segments bei der Verwendung eines Ganzkörpermodells liefert abweichende Segmente. Entsprechend der UCM-Hypothese kann es sich bei den im Ganzkörpermodell identifizierten Segmenten (linker Fuß, rechter Unterschenkel) beispielsweise um die meiststabilisierten Segmente einer sub-Aufgabe handeln. Die Rolle der so identifizierten Segmente kann in weiterführenden Untersuchungen näher betrachtet werden. In diesem Zuge schließt sich dann die Frage nach dem Umgang mit mehr als einem stabilisierten Segment für eine Aufgabe oder sub-Aufgabe an.

Die Identifikation des ZEA und Bewegungsstrategien: Für die Probanden können jeweils ZEA identifiziert werden. In Relation zu den Angaben der Anstrengungswerte können nur Hypothesen aufgestellt werden, da sich aus den vorherigen Untersuchungen kein Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt des ZEA und der Anstrengungsbewertung ergeben hat, auf den zurückgegriffen werden kann. Somit wird die Gültigkeit des ZEA anhand der Bewegungsstrategien diskutiert. Abbildung 7.3 und Abbildung 7.4 zeigen die kumulierten Verläufe der Peaks in beiden Ausführungen jeweils beider Probanden. Bei dem Proband 1-1 (Abbildung 7.3 grüne Linien) zeigen sich nach dem ZEA große Sprünge im Verlauf. Dies deutet auf große Amplituden der Peaks hin und charakterisiert einen Anstrengungswert ≥14 im ZEA. Dieses würde mit dem frühzeitigen Abbruch des Probanden nach sechs Minuten übereinstimmen, da eine erhöhte Anstrengung bereits relativ früh (nach drei Minuten) erreicht ist. Bei der zweiten Aufgabe des gleichen Probanden (Abbildung 7.3 blaue Linien) zeigt sich nach dem ZEA ein flacherer Anstieg der Peaks. Dieses deutet, gemäß den Befunden aus Experiment II, auf einen Anstrengungswert <14 hin. Das Bild der Anstrengungswertung verstärkt sich durch die Interpretation der Geschwindigkeitsveränderung. In beiden Bewegungsaufgaben ist zunächst die Winkelgeschwindigkeit nach dem ZEA höher. Der Anstrengungswert im ZEA der ersten Ausführung von Proband 1 könnte im definierten Bereich von ≥14 liegen, da die Geschwindigkeitsdifferenz vor und nach dem ZEA sehr gering ist. Dies kann ein Grund für den anstrengungsbedingten Abbruch der Ausführung des Probanden sein, da sich dieser somit sehr lange in einem erhöhten

Anstrengungsbereich befindet. Der Anstrengungswert im ZEA der zweiten Ausführung des ersten Probanden würde entsprechend den Ergebnissen aus Experiment II unter dem Wert 14 liegen. Dies kann auf die verhältnismäßig große Differenz in den Geschwindigkeiten vor und nach dem ZEA zurückgeführt werden. Dies wäre ebenfalls eine Begründung für die längere Ausführungsdauer nach dem identifizierten ZEA. Ein Ergebnis aus Experiment II ist, dass die Gesamtwinkelbewegung nach dem ZEA höher ist, wenn die Anstrengungsbewertung zum ZEA ≥ 14 angegeben wird. Bei diesem Probanden ist eine eindeutige Einschätzung zu dieser Aussage schwierig, da sich die Konfidenzintervalle (Abbildung 7.7 links) stark überlappen. Tendenziell ergibt sich für den Probanden 1, dass die erste Durchführung mit dem Eibenstock Kurzhals-Schleifer anstrengender war als mit dem Gerät der Firma Menzer.

Für die erste Ausführung des zweiten Probanden kann anhand der kumulierten Peak-Verläufe festgehalten werden, dass der Wert im ZEA vermutlich <14 ist, da nach dem ZEA (Abbildung 7.4 grüner Verlauf) flache Sprünge im kumulierten Peak-Verlauf auftreten. Im zweiten Durchgang sind nach dem ZEA teilweise hohe Sprünge aber auch flache Bereiche zu sehen. Dementsprechend könnte der Anstrengungswert höher liegen (≥ 14). In der Betrachtung der Winkelgeschwindigkeit (Abbildung 7.6 rechts) besteht in der ersten Ausführung eine größere Differenz zwischen den Geschwindigkeiten vor und nach dem ZEA als in der zweiten Ausführung des ersten Probanden. Dieses deutet auf einen Anstrengungswert <14 im ZEA in der ersten Bewegungsausführung mit dem Flex Kurzhals-Schleifer hin. In der zweiten Ausführung des Probanden 2 entspricht die Veränderung der Geschwindigkeit durch den ZEA den Befunden aus Experiment I, die auf einen Anstrengungswert ≥ 14 hinweisen. Die Abbildung des Gesamtwinkelweges unterstützt diese Aussage, da Ergebnisse aus Experiment II zeigen, dass bei einem Anstrengungswert im ZEA <14 die Gesamtwinkelbewegung nach dem ZEA höher ist als bei einem angegebenen Wert von ≥ 14. Nach diesen Ergebnissen findet auch dieser Proband das Arbeiten mit den Eibenstock Kurzhals-Schleifer anstrengender als mit dem anderen der Firma Flex.

Die Ergebnisse erlauben eine Beurteilung anhand der kinematischen Daten. Allerdings wird auch deutlich, dass die Interpretation und Herleitung noch

nicht eindeutig herangezogen werden können. Ebenso wird deutlich, dass eine eindeutige Klassifikation des ZEA, ob es sich um einen ZEA (Anstrengung ≥ 14) oder einen Strategiewechselpunkt handelt, einen neuen Forschungsbedarf bildet. In Kapitel 8 werden weitere Untersuchungsmöglichkeiten dargelegt, die das ZEA-Verfahren untermauern sollen.

7.5 Zusammenfassung

Die Ergebnisse zeigen grundsätzlich, dass eine Übertragung des ZEA auf anwendungsnahe, bimanuelle Tätigkeiten im Stehen möglich ist. Die insgesamt vier betrachteten Ausführungen zeigen ein konsistentes Bild zur Bestätigung der Relevanz des ZEA für die Anstrengung und deren zeitlichen Verlauf. Insbesondere die Veränderungen im Bewegungsverhalten mit Bezug zum ZEA bestätigen dies in Übereinstimmung mit den Erkenntnissen aus dem theoretischen Hintergrund. Durch die Übertragung auf ein Ganzkörpermodell lässt sich, basierend auf der Auswertung, die Fragestellung nach der Auswahl des am meisten stabilisierten Segments ableiten. Mögliche sub-Aufgaben, wie beispielsweise das Stehen oder Gleichgewicht halten während einer bimanuellen Tätigkeit, können mehrere stabilisierte Segmente benötigen. Die Rolle von mehreren stabilisierten Segmenten ist bislang noch nicht berücksichtigt und kann in folgenden Untersuchungen in Bezug zum ZEA analysiert werden. Es zeigt sich, dass das ZEA-Verfahren eine kinematische Analyse und Interpretation von zwei oder mehreren Tätigkeiten im Vergleich zulässt. Es können so Bewegungsstrategien zwischen zwei oder mehreren Arbeitssystemen miteinander verglichen werden und Ableitungen von Veränderung des Systems vorgenommen werden.

8 Zusammenfassung und Ausblick

Die Forschungsfrage dieser Arbeit adressiert die Identifikation einer erhöht empfundenen Anstrengung im Verlauf von repetitiven Tätigkeiten. Dazu werden kinematische Parameter verwendet, um eine kontinuierliche Erfassung über die Aufgabendauer hinweg zu ermöglichen, ohne die Tätigkeiten durch wiederholtes Fragen nach dem subjektiven Empfinden zu unterbrechen. Im Fokus steht dabei der Ruck (LDLJ) als Ableitung der Beschleunigung. Der Ruck steht weniger eng in Zusammenhang mit der Art der Aufgabe bzw. der Bewegungsausführung. Zur Herleitung des Strategieerfassungsprotokolls, welches wiederrum zur Bestimmung des ZEA verwendet wird, werden verschiedene repetitive Aufgaben verwendet. Motorisch betrachtet gibt es innerhalb der Repetition Unterschiede. Rhythmische Bewegungsmuster haben zum Beispiel von sich aus eine bessere Bewegungsqualität da die Bewegungen gleichmäßiger sind. Kontinuierliche zyklische Armbewegungen weisen bei ausreichend langsamer Bewegungsausführung zum Beispiel eher kinematische Schwankungen auf (Hogan & Sternad, 2007). Diese Ausarbeitung fokussiert Variationen von periodischen und diskreten Aufgabentypen, während die diskreten Aufgabetypen so definiert sind, dass zwischen einer Bewegung ein “kurzer” Stopp folgt. Bei der rhythmischen Bewegungsfolge ist dieser Stopp nicht eindeutig. In den ersten beiden Experimenten werden sehr kontrollierte Bedingungen mit einfach aufgebauten Aufgaben verwendet, um zunächst die Sensitivität des LDLJ und der BV zu prüfen und anschließend das ZEA-Verfahren herzuleiten. In Kapitel 7 wird das ZEA-Verfahren dann auf eine anwendungsnahe und leicht komplexere Tätigkeit übertragen. Die Ergebnisse aus Experiment I zeigen, dass der LDLJ und insbesondere die Peaks des LDLJ sensitiv für Unterschiede in der Anstrengung und der Ermüdung sind. Die Peaks des LDLJ werden dabei durch Parameter bezüglich deren Amplituden und deren Frequenz beschrieben. Bezüglich der BV können Unterschiede zwischen den Segmenten festgestellt werden. Allerdings zeigen sich nur vereinzelte Sensitivitäten gegenüber der Anstrengung. Dadurch, dass ein erhöhter Fokus der Pro-

banden auf dem am meisten kontrollierten Segment liegt, wird die BV in Experiment II genutzt, um das betrachtete Segment aufgabenunabhängig zu identifizieren. Weiter werden Unterschiede in der Sensitivität der Parameter in Abhängigkeit der Repetition der Bewegung der Aufgabe festgestellt. Ebenfalls stellt sich die Frage nach dem Zusammenhang von Anstrengung und Ermüdung. In Experiment II werden zunächst die Erkenntnisse aus Experiment I auf eine weitere Punkt-zu-Punkt Aufgabe übertragen und bestätigt. Anschließend wird das Strategieerfassungsprotokoll auf individueller Ebene entwickelt, mit dem der individuelle ZEA identifiziert wird. Der ZEA ist als Zeitpunkt definiert, ab dem die Anstrengung des Probanden ≥14 bewertet wird. Zur Identifikation des ZEA innerhalb des zeitlichen Verlaufs einer Aufgabe werden vier Kriterien entwickelt.

- Das Segment mit der geringsten BV ist das am meisten kontrollierte Segment und wird für die Identifikation des ZEA genutzt.
- Die Amplituden und zeitlichen Abstände der Peaks des LDLJ verhalten sich bei einigen Probanden proportional und bei anderen antiproportional zueinander, weshalb diese beiden Typen unterschieden werden.
- Bei den Probanden der proportionalen Gruppe wird der ZEA durch sinkende Amplituden und zeitliche Abstände der Peaks im Verlauf der Aufgabe markiert. Bei den Probanden der antiproportionalen Gruppe wird der ZEA ausschließlich durch sinkende Amplituden markiert.
- Der ZEA liegt nur dann in einem der oben markierten Zeitpunkte vor, wenn direkt zuvor die Gesamtwinkelbewegung steigt, was zusätzlich einen Strategiewechsel beschreibt.

Dieses Verfahren liefert sehr stabile Ergebnisse unabhängig von den drei, in Experiment II betrachteten, Aufgabenteilen. Zusätzlich können Veränderungen im Bewegungsverhalten mit direktem Bezug zum ZEA identifiziert werden. Diese umfassen im Wesentlichen eine Erhöhung der Bewegungsgeschwindigkeit und des Gesamtweges. In Kapitel 7 werden diese Ergebnisse auf eine anwendungsnahe Tätigkeit übertragen. Die Ergebnisse zeigen, dass der ZEA auch auf stehend-ausgeführte bimanuelle Tätigkeiten übertragen werden

kann. Die Veränderungen in den Bewegungsausführungen können ebenfalls bestätigt werden. Aus den Auswertungen ergeben sich weitere Fragestellungen für Forschungsvorhaben hinsichtlich dem ZEA. Insbesondere bei der Verwendung von Ganzkörpermodellen können beispielsweise durch sub-Aufgaben mehrere stabilisierte Segmente vorliegen, deren Rolle und Einfluss auf den ZEA noch geprüft werden können. Darüber hinaus kann sich, im Speziellen bei komplexen Tätigkeiten, das am meisten kontrollierte Segment über die Dauer der Aufgabe hinweg verändern. Auch bei Tätigkeiten, die aus mehreren sequentiellen Teilaufgaben bestehen, kann dies eine logische Folge sein. Ein Wechsel des betrachteten Segments kann ebenfalls in weiterführenden Untersuchungen adressiert werden. Die Überprüfung und Kontrolle mit Hilfe einer EMG-Untersuchung kann einen Zusammenhang zwischen der neuromuskulären Ermüdung oberflächlicher Muskeln und dem ZEA herstellen, sodass der ZEA in Bezug zur Ermüdung oder Strategiewechsel spezifiziert werden kann. Das Verfahren ist so aufgebaut, dass der letzte Punkt mit den definierten Merkmalen als ZEA identifiziert wird. Dieses bietet sich an, wenn die Probanden oder Anwender bis zur Leistungsgrenze gehen. Geschieht dieses aber nicht, ist unklar, ob es sich tatsächlich um einen ZEA oder einfachen Strategiewechsel handelt. Aus diesem Grund sollten weitere Anforderungen für den ZEA im Vergleich mit Bewegungsverhalten vor und nach dem ZEA definiert und validiert werden.

Insgesamt zeigt der ZEA in den betrachteten Aufgaben zuverlässig und nachvollziehbar den Zeitpunkt einer erhöhten Anstrengung an. Mögliche Zusammenhänge mit der Ermüdung können aktuell nicht weiter spezifiziert werden. Für die Anstrengung, die während einer Aufgabe auftritt, liefert der ZEA und die daraus resultierenden Bewegungsänderungen wichtige Informationen. Für eine Anwendung im arbeitswissenschaftlichen Kontext können zusätzlich die genannten Forschungsfragen bearbeitet werden. Grundsätzlich können die Peaks des LDLJs über das ZEA-Verfahren einen übertragbaren Beitrag zur Bestimmung der Anstrengung und deren Verlauf leisten.

9 Literaturverzeichnis

Abbiss, C. R., Peiffer, J. J., Meeusen, R. & Skorski, S. (2015). Role of Ratings of Perceived Exertion during Self-Paced Exercise. What are We Actually Measuring? *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *45*(9), 1235–1243. https://doi.org/10.1007/s40279-015-0344-5

Alexander, R. M. (1997). A minimum energy cost hypothesis for human arm trajectories. *Biological Cybernetics*, *76*(2), 97–105. https://doi.org/10.1007/s004220050324

Ancillao, A., Savastano, B., Galli, M. & Albertini, G. (2017). Three dimensional motion capture applied to violin playing: A study on feasibility and characterization of the motor strategy. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, *149*, 19–27. https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2017.07.005

Anetai, Y., Sumida, I., Takahashi, Y., Yagi, M., Mizuno, H., Ota, S. et al. (2016). A concept for classification of optimal breathing pattern for use in radiotherapy tracking, based on respiratory tumor kinematics and minimum jerk analysis. *Medical Physics*, *43*(6), 3168–3177. https://doi.org/10.1118/1.4951731

Anetai, Y., Sumida, I., Takahashi, Y., Yagi, M., Ota, S., Mizuno, H. et al. (2015). Reference respiratory waveforms by minimum jerk model analysis. *Medical Physics*, *42*(9), 5066–5074. https://doi.org/10.1118/1.4927557

Arutyunyan, G. H., Gurfinkel, V. S. & Mirskii, M. L. (1968). Investigation of aiming at a target. *Biophysics*, *13*, 536–538.

Ayaz, H., Onaral, B., Izzetoglu, K., Shewokis, P. A., McKendrick, R. & Parasuraman, R. (2013). Continuous monitoring of brain dynamics with functional near infrared spectroscopy as a tool for neuroergonomic research: empirical examples and a technological development. *Frontiers in Human Neuroscience*, *7*, 871. https://doi.org/10.3389/fnhum.2013.00871

Baildon, R.W.A. & Ulmer, H.-V. (1994). Time course of effort perception (RPE) and influence of strain. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *13*(1), 25–29. https://doi.org/10.1016/0169-8141(94)90061-2

Balasubramanian, S., Melendez-Calderon, A. & Burdet, E. (2012). A robust and sensitive metric for quantifying movement smoothness. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, *59*(8), 2126–2136. https://doi.org/10.1109/TBME.2011.2179545

Balasubramanian, S., Melendez-Calderon, A., Roby-Brami, A. & Burdet, E. (2015). On the analysis of movement smoothness. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *12*, 112. https://doi.org/10.1186/s12984-015-0090-9

Bank, P. J. M., Peper, C. E., Marinus, J., Beek, P. J. & van Hilten, J. J. (2013). Motor consequences of experimentally induced limb pain. A systematic review. *European Journal of Pain (London, England)*, *17*(2), 145–157. https://doi.org/10.1002/j.1532-2149.2012.00186.x

Barker, L. M. & Nussbaum, M. A. (2011). The effects of fatigue on performance in simulated nursing work. *Ergonomics*, *54*(9), 815–829. https://doi.org/10.1080/00140139.2011.597878

Barry, B. K. & Enoka, R. M. (2007). The neurobiology of muscle fatigue. 15 years later. *Integrative and Comparative Biology*, *47*(4), 465–473. https://doi.org/10.1093/icb/icm047

Bates, B. T. (1996). Single-subject methodology: an alternative approach. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *28*(5), 631–638. https://doi.org/10.1097/00005768-199605000-00016

Bates, B. T., Dufek, J. S. & Davis, H. P. (1992). The effect of trial size on statistical power. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *24*(9), 1059–1068.

Bauer, C. M., Rast, F. M., Ernst, M. J., Meichtry, A., Kool, J., Rissanen, S. M. et al. (2017). The effect of muscle fatigue and low back pain on lumbar movement variability and complexity. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *33*, 94–102. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.02.003

Bellusci, G., Dijkstra, F. & Slycke, P. (2013). Xsens MTw: Miniature wireless inertial motion tracker for highly accurate 3D kinematic applications. *Xsens Technologies*, 1–9. Zugriff am 11.12.2020. Verfügbar unter: https://content.xsens.com/mtw-whitepaper

Bergin, M. J. G., Tucker, K. J., Vicenzino, B., van den Hoorn, W. & Hodges, P. W. (2014). Does movement variability increase or decrease when a simple wrist task is performed during acute wrist extensor muscle pain? *European Journal of Applied Physiology*, *114*(2), 385–393. https://doi.org/10.1007/s00421-013-2777-6

Bernstein, N. A. (1967). *The Co-ordination and Regulation of Movements*. Oxford: Pergamon Press.

Berret, B., Chiovetto, E., Nori, F. & Pozzo, T. (2011a). Evidence for composite cost functions in arm movement planning. An inverse optimal control approach. *PLoS Computational Biology*, *7*(10), e1002183. https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1002183

Berret, B., Chiovetto, E., Nori, F. & Pozzo, T. (2011b). Manifold reaching paradigm. How do we handle target redundancy? *Journal of Neurophysiology*, *106*(4), 2086–2102. https://doi.org/10.1152/jn.01063.2010

Birklbauer, J. (2006). *Modelle der Motorik. Eine vergleichende Analyse moderner Kontroll-, Steuerungs- und Lernkonzepte* (Spektrum Bewegungswissenschaft, v.5, 1. Aufl.). Aachen: Meyer Meyer.

Björklund, M., Crenshaw, A. G., Djupsjöbacka, M. & Johansson, H. (2000). Position sense acuity is diminished following repetitive low-intensity work to fatigue in a simulated occupational setting. *European Journal of Applied Physiology*, *81*(5), 361–367. https://doi.org/10.1007/s004210050055

Block, R. A., Hancock, P. A. & Zakay, D. (2016). Physical load affects duration judgments. A meta-analytic review. *Acta Psychologica*, *165*, 43–47. https://doi.org/10.1016/j.actpsy.2016.01.002

Bonnard, M., Sirin, A. V., Oddsson, L. & Thorstensson, A. (1994). Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans. *Neuroscience letters*, *166*(1), 101–105. https://doi.org/10.1016/0304-3940(94)90850-8

Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and science in sports and exercise*, *14*(5), 377–381.

Borg, G. (1990). Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, *16*, 55–58. https://doi.org/10.5271/sjweh.1815

Borg, G. (1998). *Borg's Perceived exertion and pain scales*. Champaign, Il.: Human Kinetics. Zugriff am 26.03.2018. Verfügbar unter: https://www.researchgate.net/publication/294559546_Borg's_Perceived_Exertion_and_Pain_Scales

Borg, G. (2004). Anstrengungsempfinden und körperliche Aktivität. *Deutschess Ärzteblatt*, *101: A*(15), 1016–1021.

Bortz, J. & Schuster, C. (2010). *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler* (Springer-Lehrbuch, 7., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage). Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-12770-0

Boyas, S. & Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, *54*(2), 88–108. https://doi.org/10.1016/j.rehab.2011.01.001

Brach, J. S., McGurl, D., Wert, D., Vanswearingen, J. M., Perera, S., Cham, R. et al. (2011). Validation of a measure of smoothness of walking. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, *66*(1), 136–141. https://doi.org/10.1093/gerona/glq170

Cain, B. (2007). *A Review of the Mental Workload Literature.* Defence Research and Development Canada Toronto Human System Integration Section. Zugriff am 23.03.2018. Verfügbar unter: https://www.researchgate.net/publication/235159082_A_Review_of_the_Mental_Workload_Li terature https://doi.org/10.1075/z.124.02int

Campos, F.M.M.O. & Calado, J.M.F. (2009). Approaches to human arm movement control—A review. *Annual Reviews in Control*, *33*(1), 69–77. https://doi.org/10.1016/j.arcontrol.2009.03.001

Caplan, N. & Gardner, T. N. (2009). Is stroke smoothness a reliable indicator of fatigue in ergometer rowing? *Sports Engineering*, *11*(4), 207–209. https://doi.org/10.1007/s12283-009-0024-5

Chen, M. J., Fan, X. & Moe, S. T. (2002). Criterion-related validity of the Borg ratings of perceived exertion scale in healthy individuals. A meta-analysis. *Journal of Sports Sciences*, *20*(11), 873–899. https://doi.org/10.1080/026404102320761787

Chiu, M.-C. & Wang, M.-J. (2007). The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait & Posture*, *25*(3), 385–392. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.008

Choi, A., Joo, S.-B., Oh, E. & Mun, J. H. (2014). Kinematic evaluation of movement smoothness in golf: relationship between the normalized jerk cost of body joints and the clubhead. *Biomedical Engineering Online*, *13*(1), 20. https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-20

Choi, J.-S., Kim, H.-S., Kang, D.-W., Choi, M.-H., Kim, H.-S., Hong, S.-P. et al. (2013). The effects of disruption in attention on driving performance patterns. Analysis of jerk-cost function and vehicle control data. *Applied Ergonomics*, *44*(4), 538–543. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.11.004

Colado, J. C., Pedrosa, F. M., Juesas, A., Gargallo, P., Carrasco, J. J., Flandez, J. et al. (2018). Concurrent validation of the OMNI-Resistance Exercise Scale of perceived exertion with elastic bands in the elderly. *Experimental Gerontology*, *103*, 11–16. https://doi.org/10.1016/j.exger.2017.12.009

Cortes, N., Onate, J. & Morrison, S. (2014). Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait & Posture*, *39*(3), 888–893. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.11.020

Cos, I. (2017). Perceived effort for motor control and decision-making. *PLoS Biology*, *15*(8), e2002885. https://doi.org/10.1371/journal.pbio.2002885

Cos, I., Bélanger, N. & Cisek, P. (2011). The influence of predicted arm biomechanics on decision making. *Journal of Neurophysiology*, *105*(6), 3022–3033. https://doi.org/10.1152/jn.00975.2010

Côté, J. N., Feldman, A. G., Mathieu, P. A. & Levin, M. F. (2008). Effects of Fatigue on Intermuscular Coordination during Repetitive Hammering. *Motor Control*, *12*(2), 79–92. https://doi.org/10.1123/mcj.12.2.79

Côté, J. N., Mathieu, P. A., Levin, M. F. & Feldman, A. G. (2002). Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing. *Experimental Brain Research*, *146*(3), 394–398. https://doi.org/10.1007/s00221-002-1186-6

Cousineau, D. (2005). Confidence intervals in within-subject designs: A simpler solution to Loftus and Masson's method. *Tutorials in Quantitative Methods for Psychology*, *1*(1), 42–45. https://doi.org/10.20982/tqmp.01.1.p042

Cruz-Montecinos, C., Bustamante, A., Candia-González, M., González-Bravo, C., Gallardo-Molina, P., Andersen, L. L. et al. (2019). Perceived physical exertion is a good indicator of neuromuscular fatigue for the core muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *49*, 102360. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.102360

Cusumano, J. P. & Cesari, P. (2006). Body-goal variability mapping in an aiming task. *Biological Cybernetics*, *94*(5), 367–379. https://doi.org/10.1007/s00422-006-0052-1

Cusumano, J. P. & Dingwell, J. B. (2013). Movement variability near goal equivalent manifolds. Fluctuations, control, and model-based analysis. *Human Movement Science*, *32*(5), 899–923. https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.07.019

Davids, K., Glazier, P., Araùjo, D. & Bartlett, R. (2003). Movement Systems as Dynamical Systems. *Sports Medicine*, *33*(4), 245–260. https://doi.org/10.2165/00007256-200333040-00001

DeMorree, H. M., Klein, C. & Marcora, S. M. (2012). Perception of effort reflects central motor command during movement execution. *Psychophysiology*, *49*(9), 1242–1253. https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2012.01399.x

DeVries, J., Michielsen, H. J. & van Heck, G. L. (2003). Assessment of fatigue among working people: a comparison of six questionnaires. *Occup Environ Med*, *60 Suppl 1*(Suppl I), i10-i15. https://doi.org/10.1136/oem.60.suppl_1.i10

DiDomenico, A. & Nussbaum, M. A. (2008). Interactive effects of physical and mental workload on subjective workload assessment. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *38*(11-12), 977–983. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2008.01.012

DiDomenico, A. & Nussbaum, M. A. (2011). Effects of different physical workload parameters on mental workload and performance. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *41*(3), 255–260. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2011.01.008

Diedrichsen, J., Shadmehr, R. & Ivry, R. B. (2010). The coordination of movement. Optimal feedback control and beyond. *Trends in Cognitive Sciences*, *14*(1), 31–39. https://doi.org/10.1016/j.tics.2009.11.004

Dietrich, A. & Audiffren, M. (2011). The reticular-activating hypofrontality (RAH) model of acute exercise. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews, 35*(6), 1305–1325. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.02.001

DIN 33402-2:2005-12, Ergonomie_- Körpermaße des Menschen_- Teil_2: Werte. Berlin: Beuth Verlag GmbH.

DIN EN 1005-4:2009-01, Sicherheit von Maschinen_- Menschliche körperliche Leistung_- Teil_4: Bewertung von Körperhaltungen und Bewegungen bei der Arbeit an Maschinen; Deutsche Fassung EN_1005-4:2005+A1:2008. Berlin: Beuth Verlag GmbH.

Djioua, M. & Plamondon, R. (2010). The limit profile of a rapid movement velocity. *Human Movement Science, 29*(1), 48–61. https://doi.org/10.1016/j.humov.2009.02.007

Domkin, D., Laczko, J., Jaric, S., Johansson, H. & Latash, M. L. (2002). Structure of joint variability in bimanual pointing tasks. *Experimental Brain Research, 143*(1), 11–23. https://doi.org/10.1007/s00221-001-0944-1

Doyon, J., Penhune, V. & Ungerleider, L. G. (2003). Distinct contribution of the cortico-striatal and cortico-cerebellar systems to motor skill learning. *Neuropsychologia, 41*(3), 252–262. https://doi.org/10.1016/S0028-3932(02)00158-6

Ebrahimi, S., Kamali, F., Razeghi, M. & Haghpanah, S. A. (2017). Comparison of the trunk-pelvis and lower extremities sagittal plane inter-segmental coordination and variability during walking in persons with and without chronic low back pain. *Human Movement Science, 52*, 55–66. https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.01.004

Edwards, A. M. & Polman, R. C. J. (2013). Pacing and awareness: brain regulation of physical activity. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.), 43*(11), 1057–1064. https://doi.org/10.1007/s40279-013-0091-4

Eisenberger, R. (1992). Learned industriousness. *Psychological Review, 99*(2), 248–267. https://doi.org/10.1037//0033-295X.99.2.248

Enoka, R. M. & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985), 72*(5), 1631–1648. https://doi.org/10.1152/jappl.1992.72.5.1631

Ernst, H., Schmidt, J. & Beneken, G. (2016). *Grundkurs Informatik*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden. https://doi.org/10.1007/978-3-658-14634-4

Eston, R. G. (2009). Perceived Exertion: Recent Advances and Novel Applications in Children and Adults. *Journal of Exercise Science & Fitness*, *7*(2), S11-S17. https://doi.org/10.1016/S1728-869X(09)60018-6

Eston, R. G. (2012). Use of Ratings of Perceived Exertion in Sports. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *7*(2), 175–182. https://doi.org/10.1123/ijspp.7.2.175

Fan, J. & Smith, A. P. (2017). The Impact of Workload and Fatigue on Performance. In L. Longo & M. C. Leva (Hrsg.), *Human Mental Workload. Models and Applications* (Bd. 726, S. 90–105). Cham: Springer International Publishing.

Field, A. (2013). *Discovering statistics using IBM SPSS statistics. And sex and drugs and rock 'n' roll* (MobileStudy, 4th edition). Los Angeles, London, New Delhi, Singapore, Washington DC: SAGE.

Finsen, L., Søgaard, K. & Christensen, H. (2001). Influence of memory demand and contra lateral activity on muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *11*(5), 373–380. https://doi.org/10.1016/S1050-6411(01)00015-3

Flash, T. & Hogan, N. (1985). The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. An Experimentally confirmed Mathematical Model. *The Journal of Neuroscience*, *5*(7), 1688–1703. https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.05-07-01688.1985

Foster, C., Florhaug, J. A., Franklin, J., Gottschall, L., Hrovatin, L. A., Parker, S. et al. (2001). A new approach to monitoring exercise training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *15*(1), 109–115. https://doi.org/10.1519/00124278-200102000-00019

Fredericks, T. K., Choi, S. D., Hart, J., Butt, S. E. & Mital, A. (2005). An investigation of myocardial aerobic capacity as a measure of both physical and cognitive workloads. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *35*(12), 1097–1107. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2005.06.002

Fukaya, T., Mutsuzaki, H., Nakano, W. & Mori, K. (2018). Smoothness of the knee joint movement during the stance phase in patients with severe knee osteoarthritis. *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology*, *14*, 1–5. https://doi.org/10.1016/j.asmart.2018.08.002

Fuller, J. R., Fung, J. & Côté, J. N. (2011). Time-dependent adaptations to posture and movement characteristics during the development of repetitive reaching induced fatigue. *Experimental Brain Research*, *211*(1), 133–143. https://doi.org/10.1007/s00221-011-2661-8

Fuller, J. R., Fung, J. & Côté, J. N. (2013). Posture-movement responses to stance perturbations and upper limb fatigue during a repetitive pointing task. *Human Movement Science*, *32*(4), 618–632. https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.03.002

Fuller, J. R., Lomond, K. V., Fung, J. & Côté, J. N. (2009). Posture-movement changes following repetitive motion-induced shoulder muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *19*(6), 1043–1052. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.10.009

Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, *81*(4), 1725–1789. https://doi.org/10.1152/physrev.2001.81.4.1725

Garcin, M., Vandewalle, H. & Monod, H. (1999). A new rating scale of perceived exertion based on subjective estimation of exhaustion time: a preliminary study. *International Journal of Sports Medicine*, *20*(1), 40–43. https://doi.org/10.1055/s-2007-971089

Gaudez, C., Gilles, M. A. & Savin, J. (2016). Intrinsic movement variability at work. How long is the path from motor control to design engineering? *Applied Ergonomics*, *53 Pt A*, 71–78. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.08.014

Gegenfurtner, K. R. & Goldstein, E. B. (Hrsg.). (2015). *Wahrnehmungspsychologie. Der Grundkurs* (Lehrbuch, 9. Auflage). Berlin: Springer.

Georgoulis, A. D., Moraiti, C., Ristanis, S. & Stergiou, N. (2006). A novel approach to measure variability in the anterior cruciate ligament deficient knee during walking: the use of the approximate entropy in orthopaedics. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, *20*(1), 11–18. https://doi.org/10.1007/s10877-006-1032-7

Ghobadi, M., Sosnoff, J., Kesavadas, T. & Esfahani, E. T. (2015). Using mini minimum jerk model for human activity classification in home-based monitoring. 11 - 14 Aug. 2015, Nanyang Technological University, Singapore, 909–912. https://doi.org/10.1109/ICORR.2015.7281319

Gollhofer, A. & Müller, E. (Hrsg.). (2009). *Handbuch Sportbiomechanik* (Beiträge zur Lehre und Forschung im Sport, Bd. 171). Schorndorf: Hofmann.

Grassmann, M., Vlemincx, E., Leupoldt, A. von & van den Bergh, O. (2017). Individual differences in cardiorespiratory measures of mental workload. An investigation of negative affectivity and cognitive avoidant coping in pilot candidates. *Applied Ergonomics*, *59*(Pt A), 274–282. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.09.006

Grech, M. R., Neal, A., Yeo, G. B., Humphreys, M. & Smith, S. (2009). An examination of the relationship between workload and fatigue within and across consecutive days of work: Is the relationshiop static or dynamic? *Journal of Occupational Health Psychology*, *14*(3), 231–242. https://doi.org/10.1037/a0014952

Haar, S., Donchin, O. & Dinstein, I. (2017). Individual Movement Variability Magnitudes Are Explained by Cortical Neural Variability. *The Journal of Neuroscience : the Official Journal of the Society for Neuroscience*, *37*(37), 9076–9085. https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.1650-17.2017

Haile, L., Gallagher, M. & J. Robertson, R. (2015). *Perceived Exertion Laboratory Manual*. New York, NY: Springer New York. https://doi.org/10.1007/978-1-4939-1917-8

Hancock, P. A. (2017). Whither Workload? Mapping a Path for Its Future Development. In L. Longo & M. C. Leva (Hrsg.), *Human Mental Workload. Models and Applications* (Bd. 726, S. 3–17). Cham: Springer International Publishing.

Harriott, C. E., Zhang, T. & Adams, J. A. (2013). Assessing physical workload for human–robot peer-based teams. *International Journal of Human-Computer Studies*, *71*(7-8), 821–837. https://doi.org/10.1016/j.ijhcs.2013.04.005

Harris, C. M. & Wolpert, D. M. (1998). Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*, *394*(6695), 780–784. https://doi.org/10.1038/29528

Hart, S. G. (2016). Nasa-Task Load Index (NASA-TLX); 20 Years Later. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, *50*(9), 904–908. https://doi.org/10.1177/154193120605000909

Hart, S. G. & Staveland, L. E. (1988). Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of Empirical and Theoretical Research, *52*, 139–183. https://doi.org/10.1016/S0166-4115(08)62386-9

Hillman, C. H., Snook, E. M. & Jerome, G. J. (2003). Acute cardiovascular exercise and executive control function. *International Journal of Psychophysiology*, *48*(3), 307–314. https://doi.org/10.1016/S0167-8760(03)00080-1

Hodges, P. W. (2011). Pain and motor control. From the laboratory to rehabilitation. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *21*(2), 220–228. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.01.002

Hodges, P. W. & Tucker, K. (2011). Moving differently in pain. A new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*, *152*(3 Suppl), S90-8. https://doi.org/10.1016/j.pain.2010.10.020

Hogan, N. (1984). An organizing principle for a class of voluntary movements. *The Journal of Neuroscience*, *4*(11), 2745–2754. https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.04-11-02745.1984

Hogan, N. & Sternad, D. (2007). On rhythmic and discrete movements: reflections, definitions and implications for motor control. *Experimental Brain Research*, *181*(1), 13–30. https://doi.org/10.1007/s00221-007-0899-y

Hogan, N. & Sternad, D. (2009). Sensitivity of smoothness measures to movement duration, amplitude, and arrests. *Journal of Motor Behavior*, *41*(6), 529–534. https://doi.org/10.3200/35-09-004-RC

Howard, E. E., Edwards, S. G. & Bayliss, A. P. (2016). Physical and mental effort disrupts the implicit sense of agency. *Cognition*, *157*, 114–125. https://doi.org/10.1016/j.cognition.2016.08.018

Hreljac, A. (2000). Stride smoothness evaluation of runners and other athletes. *Gait & posture*, *11*(3), 199–206. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00045-X

Hull, C. L. (1943). *Principles of Behavior: An Introduction to Behavior Theory*. Appleton-Century-Crofts. Verfügbar unter: https://books.google.de/books?id=MVo6vgAACAAJ

Inzlicht, M., Shenhav, A. & Olivola, C. Y. (2018). The Effort Paradox. Effort Is Both Costly and Valued. *Trends in Cognitive Sciences*, *22*(4), 337–349. https://doi.org/10.1016/j.tics.2018.01.007

Iodice, P., Calluso, C., Barca, L., Bertollo, M., Ripari, P. & Pezzulo, G. (2017). Fatigue increases the perception of future effort during decision making. *Psychology of Sport and Exercise, 33*, 150–160. https://doi.org/10.1016/j.psychsport.2017.08.013

Iridiastadi, H. & Nussbaum, M. A. (2006). Muscle fatigue and endurance during repetitive intermittent static efforts. Development of prediction models. *Ergonomics*, *49*(4), 344–360. https://doi.org/10.1080/00140130500475666

Isableu, B., Hansen, C., Rezzoug, N., Gorce, P. & Pagano, C. C. (2013). Velocity-dependent changes of rotational axes during the control of unconstrained 3D arm motions depend on initial instruction on limb position. *Human Movement Science*, *32*(2), 290–300. https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.02.006

Isableu, B., Rezzoug, N., Mallet, G., Bernardin, D., Gorce, P. & Pagano, C. C. (2009). Velocity-dependent changes of rotational axes in the non-visual control of unconstrained 3D arm motions. *Neuroscience*, *164*(4), 1632–1647. https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2009.08.065

Jansen-Osmann, P., Beirle, S., Richter, S., Konczak, J. & Kalveram, K.-T. (2002). Inverse Motorische Modelle bei Kindern und Erwachsenen. Die Rolle des visuellen Feedbacks. *Zeitschrift für Entwicklungspsychologie und Pädagogische Psychologie*, *34*(3), 167–173. https://doi.org/10.1026//0049-8637.34.3.167

Jayaraman, C., Beck, C. L. & Sosnoff, J. J. (2015). Shoulder pain and jerk during recovery phase of manual wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, *48*(14), 3937–3944. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.018

Johnston, J., Rearick, M. & Slobounov, S. (2001). Movement-related cortical potentials associated with progressive muscle fatigue in a grasping task. *Clinical Neurophysiology*, *112*(1), 68–77. https://doi.org/10.1016/S1388-2457(00)00452-1

Kahneman, D. (2012). *Schnelles Denken, langsames Denken* (Vierundzwanzigste Auflage). München: Siedler.

Kang, G. E. & Gross, M. M. (2015). Emotional influences on sit-to-walk in healthy young adults. *Human Movement Science, 40*, 341–351. https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.01.009

Kang, G. E. & Gross, M. M. (2016). The effect of emotion on movement smoothness during gait in healthy young adults. *Journal of Biomechanics*, *49*(16), 4022–4027. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.10.044

Kapoula, Z., Lang, A., Vernet, M. & Locher, P. (2015). Eye movement instructions modulate motion illusion and body sway with Op Art. *Frontiers in Human Neuroscience*, *9*, 121. https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00121

Karwowski, W., Siemionow, W. & Gielo-Perczak, K. (2003). Physical neuroergonomics. The human brain in control of physical work activities. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, *4*(1-2), 175–199. https://doi.org/10.1080/1463922021000032339

Kato, N., Tanaka, T., Sugihara, S., Shimizu, K. & Kudo, N. (2016). A study of the effect of visual depth information on upper limb movement by use of measurement of smoothness. *Journal of Physical Therapy Science*, *28*(4), 1134–1141. https://doi.org/10.1589/jpts.28.1134.

Kistemaker, D. A., Wong, J. D. & Gribble, P. L. (2010). The central nervous system does not minimize energy cost in arm movements. *Journal of Neurophysiology*, *104*(6), 2985–2994. https://doi.org/10.1152/jn.00483.2010

Kistemaker, D. A., Wong, J. D. & Gribble, P. L. (2014). The cost of moving optimally. Kinematic path selection. *Journal of Neurophysiology*, *112*(8), 1815–1824. https://doi.org/10.1152/jn.00291.2014

Kording, K. (2007). Decision theory: what “should” the nervous system do? *Science (New York, N.Y.)*, *318*(5850), 606–610. https://doi.org/10.1126/science.1142997

Körding, K. P., Fukunaga, I., Howard, I. S., Ingram, J. N. & Wolpert, D. M. (2004). A neuroeconomics approach to inferring utility functions in sensorimotor control. *PLoS Biology*, *2*(10), e330. https://doi.org/10.1371/journal.pbio.0020330

Lambourne, K. & Tomporowski, P. (2010). The effect of exercise-induced arousal on cognitive task performance. A meta-regression analysis. *Brain Research*, *1341*, 12–24. https://doi.org/10.1016/j.brainres.2010.03.091

Latash, M. L., Yee, M. J., Orpett, C., Slingo, A. & Nicholas, J. J. (1994). Combining electrical muscle stimulation with voluntary contraction for studying muscle fatigue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *75*(1), 29–35.

Latash, M. L. (2012). The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy). *Experimental Brain Research*, *217*(1), 1–5. https://doi.org/10.1007/s00221-012-3000-4

Latash, M. L., Scholz, J. P. & Schöner, G. (2002). Motor Control Strategies Revealed in the Structure of Motor Variability. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *30*(1), 26–31. https://doi.org/10.1097/00003677-200201000-00006

Laursen, B., Jensen, B. R., Garde, A. H. & Jørgensen, A. H. (2002). Effect of mental and physical demands on muscular activity during the use of a computer mouse and a keyboard. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, *28*(4), 215–221. https://doi.org/10.5271/sjweh.668

Lean, Y. & Shan, F. (2012). Brief review on physiological and biochemical evaluations of human mental workload. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, *22*(3), 177–187. https://doi.org/10.1002/hfm.20269

Leconte, P., Orban de Xivry, J.-J., Stoquart, G., Lejeune, T. & Ronsse, R. (2016). Rhythmic arm movements are less affected than discrete ones after a stroke. *Experimental Brain Research*, *234*(6), 1403–1417. https://doi.org/10.1007/s00221-015-4543-y

Liao, J. Y. & Kirsch, R. F. (2014). Characterizing and predicting submovements during human three-dimensional arm reaches. *PloS One*, *9*(7), e103387. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0103387

Lindegård, A., Gustafsson, M. & Hansson, G.-Å. (2012). Effects of prismatic glasses including optometric correction on head and neck kinematics, perceived exertion and comfort during dental work in the oral cavity--a randomised controlled intervention. *Applied Ergonomics*, *43*(1), 246–253. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2011.05.011

Lindegård, A., Wahlström, J., Hagberg, M., Vilhelmsson, R., Toomingas, A. & Tornqvist, E. W. (2012). Perceived exertion, comfort and working technique in professional computer users and associations with the incidence of neck and upper extremity symptoms. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *13*, 38. https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-38

Liu, J. Z., Lewandowski, B., Karakasis, C., Yao, B., Siemionow, V., Sahgal, V. et al. (2007). Shifting of activation center in the brain during muscle fatigue. An explanation of minimal central fatigue? *NeuroImage*, *35*(1), 299–307. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.09.050

Liu, J. Z., Zhang, L., Yao, B., Sahgal, V. & Yue, G. H. (2005). Fatigue induced by intermittent maximal voluntary contractions is associated with significant losses in muscle output but limited reductions in functional MRI-measured brain activation level. *Brain Research, 1040*(1-2), 44–54. https://doi.org/10.1016/j.brainres.2005.01.059

Lomond, K. V. & Côté, J. N. (2011). Differences in posture-movement changes induced by repetitive arm motion in healthy and shoulder-injured individuals. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *26*(2), 123–129. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.09.012

Luczak, H. (1993). Prinzipien menschlicher Informationsverarbeitung. Analytik und Gestaltung informatorisch-mentaler Arbeit. In H. Luczak (Hrsg.), *Arbeitswissenschaft* (S. 126–213). Springer, Berlin, Heidelberg: Springer-Lehrbuch.

Lundberg, U., Forsman, M., Zachau, G., Eklöf, M., Palmerud, G., Melin, B. et al. (2002). Effects of experimentally induced mental and physical stress on motor unit recruitment in the trapezius muscle. *Work & Stress*, *16*(2), 166–178. https://doi.org/10.1080/02678370210136699

Madeleine, P. (2010). On functional motor adaptations: from the quantification of motor strategies to the prevention of musculoskeletal disorders in the neck-shoulder region. *Acta Physiologica (Oxford, England)*, *199 Suppl 679*, 1–46. https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2010.02145.x

Madeleine, P. & Farina, D. (2008). Time to task failure in shoulder elevation is associated to increase in amplitude and to spatial heterogeneity of upper trapezius mechanomyographic signals. *European Journal of Applied Physiology*, *102*(3), 325–333. https://doi.org/10.1007/s00421-007-0589-2

Madeleine, P. & Madsen, T. M. T. (2009). Changes in the amount and structure of motor variability during a deboning process are associated with work experience and neck-shoulder discomfort. *Applied Ergonomics*, *40*(5), 887–894. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2008.12.006

Madeleine, P., Mathiassen, S. E. & Arendt-Nielsen, L. (2008). Changes in the degree of motor variability associated with experimental and chronic neck-shoulder pain during a standardised repetitive arm movement. *Experimental Brain Research*, *185*(4), 689–698. https://doi.org/10.1007/s00221-007-1199-2

Marcora, S. M. (2009). Perception of effort during exercise is independent of afferent feedback from skeletal muscles, heart, and lungs. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *106*(6), 2060–2062. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.90378.2008

Marcora, S. M. (2010). Effort: perception of. In E. B. Goldstein (Hrsg.), *Encyclopedia of perception* (S. 380–383). Los Angeles: SAGE.

Marcora, S. M. & Staiano, W. (2010). The limit to exercise tolerance in humans. Mind over muscle? *European Journal of Applied Physiology*, *109*(4), 763–770. https://doi.org/10.1007/s00421-010-1418-6

Marcora, S. M., Staiano, W. & Manning, V. (2009). Mental fatigue impairs physical performance in humans. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *106*(3), 857–864. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.91324.2008

Mastaglia, F. L. (2012). The relationship between muscle pain and fatigue. *Neuromuscular Disorders : NMD*, *22 Suppl 3*, S178-80. https://doi.org/10.1016/j.nmd.2012.10.003

McDonald, A. C., Tse, C. T. F. & Keir, P. J. (2016). Adaptations to isolated shoulder fatigue during simulated repetitive work. Part II. Recovery. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *29*, 42–49. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.05.005

McKendrick, R., Mehta, R. K., Ayaz, H., Scheldrup, M. & Parasuraman, R. (2017). Prefrontal Hemodynamics of Physical Activity and Environmental Complexity During Cognitive Work. *Human Factors*, *59*(1), 147–162. https://doi.org/10.1177/0018720816675053

Mehta, R. K. & Agnew, M. J. (2011). Effects of concurrent physical and mental demands for a short duration static task. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *41*(5), 488–493. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2011.04.005

Mehta, R. K. & Agnew, M. J. (2012). Influence of mental workload on muscle endurance, fatigue, and recovery during intermittent static work. *European Journal of Applied Physiology*, *112*(8), 2891–2902. https://doi.org/10.1007/s00421-011-2264-x

Mehta, R. K. & Parasuraman, R. (2013). Neuroergonomics. A review of applications to physical and cognitive work. *Frontiers in Human Neuroscience*, *7, 889*. https://doi.org/10.3389/fnhum.2013.00889

Mijović, P., Ković, V., Vos, M. de, Mačužić, I., Jeremić, B. & Gligorijević, I. (2016). Benefits of Instructed Responding in Manual Assembly Tasks. An ERP Approach. *Frontiers in Human Neuroscience*, *10*, 171. https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00171

Montepare, J., Koff, E., Zaitchik, D. & Albert, M. (1999). The Use of Body Movements and Gestures as Cues to Emotions in Younger and Older Adults. *Journal of Nonverbal Behavior*, *23*(2), 133–152. https://doi.org/10.1023/A:1021435526134

Morel, P., Ulbrich, P. & Gail, A. (2017). What makes a reach movement effortful? Physical effort discounting supports common minimization principles in decision making and motor control. *PLoS Biology*, *15*(6), e2001323. https://doi.org/10.1371/journal.pbio.2001323

Morree, H. M. de & Marcora, S. M. (2013). Effects of isolated locomotor muscle fatigue on pacing and time trial performance. *European Journal of Applied Physiology*, *113*(9), 2371–2380. https://doi.org/10.1007/s00421-013-2673-0

Myers, J., Atwood, J. E., Sullivan, M., Forbes, S., Friis, R., Pewen, W. et al. (1987). Perceived exertion and gas exchange after calcium and beta-blockade in atrial fibrillation. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *63*(1), 97–104. https://doi.org/10.1152/jappl.1987.63.1.97

Myrtek, M., Fichtler, A., Strittmatter, M. & Brügner, G. (1999). Stress and strain of blue and white collar workers during work and leisure time: results of psychophysiological and behavioral monitoring. *Applied Ergonomics*, *30*(4), 341–351. https://doi.org/10.1016/s0003-6870(98)00031-3

Newell, K. M. & Slifkin, A. B. (1998). The nature of movement variability. Motor behavior and human skill: A multidisciplinary perspective. In J. P. Piek (Ed.), *Motor behavior and human skill. A multidisciplinary approach* (S. 143–160). Champaign, Ill.: Human Kinetics.

Newell, K. M. & Vaillancourt, D. E. (2001). Dimensional change in motor learning. *Human Movement Science*, *20*(4-5), 695–715. https://doi.org/10.1016/S0167-9457(01)00073-2

Nguyen, P., Nguyen, T. A. & Zeng, Y. (2017). Empirical approaches to quantifying effort, fatigue and concentration in the conceptual design process. *Research in Engineering Design*, *30*(6), 623. https://doi.org/10.1007/s00163-017-0273-4

Nickel, P. & Nachreiner, F. (2003). Sensitivity and diagnosticity of the 0.1-Hz component of heart rate variability as an indicator of mental workload. *Human Factors*, *45*(4), 575–590. https://doi.org/10.1518/hfes.45.4.575.27094

Noakes, T. D., Peltonen, J. E. & Rusko, H. K. (2001). Evidence that a central governor regulates exercise performance during acute hypoxia and hyperoxia. *Journal of Experimental Biology*, *204*(18), 3225–3234. Verfügbar unter: https://jeb.biologists.org/content/204/18/3225

Noakes, T. D. (2012). Fatigue is a Brain-Derived Emotion that Regulates the Exercise Behavior to Ensure the Protection of Whole Body Homeostasis. *Frontiers in Physiology*, *3*, 82. https://doi.org/10.3389/fphys.2012.00082

Novak, D., Beyeler, B., Omlin, X. & Riener, R. (2015). Workload Estimation in Physical Human–Robot Interaction Using Physiological Measurements. *Interacting with Computers*, *27*(6), 616–629. https://doi.org/10.1093/iwc/iwu021

Nussbaum, M. A. & Lang, A. (2005). Relationships between static load acceptability, ratings of perceived exertion, and biomechanical demands. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *35*(6), 547–557. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2005.01.005

Osu, R., Ota, K., Fujiwara, T., Otaka, Y., Kawato, M. & Liu, M. (2011). Quantifying the quality of hand movement in stroke patients through three-dimensional curvature. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *8*, 62. https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-62

O'Sullivan, I., Burdet, E. & Diedrichsen, J. (2009). Dissociating variability and effort as determinants of coordination. *PLoS Computational Biology*, *5*(4), e1000345. https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1000345

Pageaux, B. (2014). The psychobiological model of endurance performance: an effort-based decision-making theory to explain self-paced endurance performance. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *44*(9), 1319–1320. https://doi.org/10.1007/s40279-014-0198-2

Paulich, M., Schepers, M., Rudigkeit, N. & Bellusci, G. (2017). Xsens MTw Awinda: Miniature Wireless Inertial-Magnetic Motion Tracker for Highly Accurate 3D Kinematic Applications. *XSENS TECHNOLOGIES B.V*, 1–9.

Paxion, J., Galy, E. & Berthelon, C. (2014). Mental workload and driving. *Frontiers in Psychology*, *5*, 1344. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.01344

Phillips, R. O. (2015). A review of definitions of fatigue – And a step towards a whole definition. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, *29*, 48–56. https://doi.org/10.1016/j.trf.2015.01.003

Pollick, F. E., Paterson, H. M., Bruderlin, A. & Sanford, A. J. (2001). Perceiving affect from arm movement. *Cognition*, *82*(2), B51-B61. https://doi.org/10.1016/S0010-0277(01)00147-0

Preston, J. & Wegner, D. M. (2009). Elbow grease: When action feels like work. In E. Morsella, J. A. Bargh & P. M. Gollwitzer (Hrsg.), *Social cognition and social neuroscience. Oxford handbook of human action* (S. 569–586). New York, NY, US: Oxford University Press.

Qin, J., Lin, J.-H., Faber, G. S., Buchholz, B. & Xu, X. (2014). Upper extremity kinematic and kinetic adaptations during a fatiguing repetitive task. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *24*(3), 404–411. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.02.001

Robertson, R. J. & Noble, B. J. (1997). Perception of physical exertion: methods, mediators, and applications. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *25*, 407–452.

Robertson, R. J., Goss, F. L., Dube, J., Rutkowski, J., Dupain, M., Brennan, C. et al. (2004). Validation of the adult OMNI scale of perceived exertion for cycle ergometer exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *36*(1), 102–108. https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000106169.35222.8B

Roetenberg, D., Luinge, H. & Slycke, P. (2009). Xsens MVN: Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors. *Xsens Technologies*, 1–9. Zugriff am 25.07.2020. Verfügbar unter: https://www.researchgate.net/publication/239920367_Xsens_MVN_Full_6DOF_human_motion_tracking_using_miniature_inertial_sensors

Rohmert, W. (1983). Formen der menschlichen Arbeit. In W. Rohmert & J. Rutenfranz (Hrsg.), *Praktische Arbeitsphysiologie* (3. neubearbeitete Auflage, S. 5–29). Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.

Rohmert, W. (1984). Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, (38(4)), 193–200.

Rohrer, B., Fasoli, S., Krebs, H. I., Hughes, R., Volpe, B., Frontera, W. R. et al. (2002). Movement Smoothness Changes during Stroke Recovery. *The Journal of Neuroscience*, *22*(18), 8297–8304. https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.22-18-08297.2002

Rosenbaum, D. A., Loukopoulos, L. D., Meulenbroek, R. G. J., Vaughan, J. & Engelbrecht, S. E. (1995). Planning reaches by evaluating stored postures. *Psychological Review*, *102*(1), 28–67. https://doi.org/10.1037/0033-295X.102.1.28

Sakata, K., Kogure, A., Hosoda, M., Isozaki, K., Masuda, T. & Morita, S. (2010). Evaluation of the age-related changes in movement smoothness in the lower extremity joints during lifting. *Gait & Posture*, *31*(1), 27–31. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.08.239

Santos, J., Baptista, J. S., Monteiro, P. R. R., Miguel, A. S., Santos, R. & Vaz, M. A.P. (2016). The influence of task design on upper limb muscles fatigue during low-load repetitive work. A systematic review. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *52*, 78–91. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2015.09.010

Scherr, J., Wolfarth, B., Christle, J. W., Pressler, A., Wagenpfeil, S. & Halle, M. (2013). Associations between Borg's rating of perceived exertion and physiological measures of exercise intensity. *European Journal of Applied Physiology*, *113*(1), 147–155. https://doi.org/10.1007/s00421-012-2421-x

Schlaug, G., Knorr, U. & Seitz, R. (1994). Inter-subject variability of cerebral activations in acquiring a motor skill: a study with positron emission tomography. A study with positron emission tomography. *Experimental Brain Research*, *98*(3), 523–534. https://doi.org/10.1007/BF00233989

Schmalfeld, K. (2012). *Zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf den Bewegungsablauf und die intermuskuläre Koordination. Untersucht an zyklisch ausgeführten Bizepscurls*. Dissertation. Universität Paderborn, Paderborn. Zugriff am 24.06.2018. Verfügbar unter: https://d-nb.info/1048616045/34

Schmidt, R. A. (1975). A schema theory ofdiscrete motorskill learning. *Psychological Review*, *82*, 225–260.

Schmidt, R. A. & Lee, T. D. (2011). *Motor control and learning. A behavioral emphasis* (Fifth edition). Champaign, Ill.: Human Kinetics.

Schmidt, R. A. & Lee, T. D. (2014). *Motor learning and performance. From principles to application* (5. edition). Champaign, Ill., Windsor, On, Stanningley, Leeds: Human Kinetics. Accessed 13.09.2016.

Scholz, J. P. & Schöner, G. (1999). The uncontrolled manifold concept. Identifying control variables for a functional task. *Experimental Brain Research*, *126*(3), 289–306. https://doi.org/10.1007/s002210050738

Scholz, J. P., Schöner, G. & Latash, M. L. (2000). Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. *Experimental brain research*, *135*(3), 382–404. https://doi.org/10.1007/s002210000540

Schwartz, A. B. (2016). Movement: How the Brain Communicates with the World. *Cell*, *164*(6), 1122–1135. https://doi.org/10.1016/j.cell.2016.02.038

Seay, J. F., van Emmerik, R. E. A. & Hamill, J. (2011). Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *26*(6), 572–578. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.11.012

Sedighi, A. & Nussbaum, M. A. (2017). Temporal changes in motor variability during prolonged lifting/lowering and the influence of work experience. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *37*, 61–67. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.09.001

Shadmehr, R., Huang, H. J. & Ahmed, A. A. (2016). A Representation of Effort in Decision-Making and Motor Control. *Current Biology : CB*, *26*(14), 1929–1934. https://doi.org/10.1016/j.cub.2016.05.065

Shen, J., Barbera, J. & Shapiro, C. M. (2006). Distinguishing sleepiness and fatigue. Focus on definition and measurement. *Sleep Medicine Reviews*, *10*(1), 63–76. https://doi.org/10.1016/j.smrv.2005.05.004

Smirmaul, B. P. C. (2012). Sense of effort and other unpleasant sensations during exercise: clarifying concepts and mechanisms. *British journal of sports medicine*, *46*(5), 308–311.

Smith, L. B. & Thelen, E. (2003). Development as a dynamic system. *Trends in Cognitive Sciences*, *7*(8), 343–348. https://doi.org/10.1016/S1364-6613(03)00156-6

Sparto, P. J., Parnianpour, M., Reinsel, T. E. & Simon, S. (1997). The effect of fatigue on multijoint kinematics, coordination, and postural stability during a repetitive lifting test. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *25*(1), 3–12. https://doi.org/10.2519/jospt.1997.25.1.3

Srinivasan, D. & Mathiassen, S. E. (2012). Motor variability in occupational health and performance. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *27*(10), 979–993. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.08.007

Srinivasan, D., Mathiassen, S. E., Hallman, D. M., Samani, A., Madeleine, P. & Lyskov, E. (2016). Effects of concurrent physical and cognitive demands on muscle activity and heart rate variability in a repetitive upper-extremity precision task. *European Journal of Applied Physiology*, *116*(1), 227–239. https://doi.org/10.1007/s00421-015-3268-8

St Clair Gibson, A., Baden, D. A., Lambert, M. I., Lambert, E. V., Harley, Y. X. R., Hampson, D. et al. (2003). The Conscious Perception of the Sensation of Fatigue. *Sports Medicine*, *33*(3), 167–176. https://doi.org/10.2165/00007256-200333030-00001

St Clair Gibson, A., Lambert, E. V., Rauch, L. H. G., Tucker, R., Baden, D. A., Foster, C. et al. (2006). The role of information processing between the brain and peripheral physiological systems in pacing and perception of effort. *Sports Medicine*, *36*(8), 705–722. https://doi.org/10.2165/00007256-200636080-00006

Staal, M. A. (2004). *Stress, Cognition, and Human Performance:. A Literature Review and Conceptual Framework*. Ames Research Center, Moflett Field, California: NASA/TM, 212824. Zugriff am 10.02.2018. Verfügbar unter: https://ntrs.nasa.gov/citations/20060017835

Steinberg, U., Liebers, F. & Klußmann, A. (Hrsg.). (2014). Manuelle Arbeit ohne Schaden [Themenheft]. Dortmund: BAuA.

Stergiou, N. & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology. Is there a connection? *Human Movement Science*, *30*(5), 869–888. https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002

Stevens, S. S. (1966). Matching functions between loudness and ten other continua1. *Perception & Psychophysics*, *1*(1), 5–8. https://doi.org/10.3758/BF03207813

Summers, J. J. & Anson, J. G. (2009). Current status of the motor program. Revisited. *Human Movement Science*, *28*(5), 566–577. https://doi.org/10.1016/j.humov.2009.01.002

Swart, J., Lindsay, T. R., Lambert, M. I., Brown, J. C. & Noakes, T. D. (2012). Perceptual cues in the regulation of exercise performance - physical sensations of exercise and awareness of effort interact as separate cues. *British Journal of Sports Medicine*, *46*(1), 42–48. https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090337

Tanaka, M. & Watanabe, Y. (2011). Neural compensation mechanisms to regulate motor output during physical fatigue. *Brain Research, 1395,* 46–52. https://doi.org/10.1016/j.brainres.2011.04.041

Taylor, J. L. & Gandevia, S. C. (2008). A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *104*(2), 542–550. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01053.2007

Teo, C. L., Burdet, E. & Lim, H. P. (2002). A robotic teacher of Chinese handwriting. In *Proceedings. 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems : Haptics 2002 : 24-25 March 2002, Orlando, Florida* (S. 335–341). Los Alamitos, Calif: IEEE Computer Society.

Thompson, R. F. & Behncke-Braunbeck, M. (2015). *Das Gehirn. Von der Nervenzelle zur Verhaltenssteuerung* (Nachdr. der 3. Aufl. 2001). Heidelberg: Spektrum Akad. Verl.

Todorov, E. & Jordan, M. I. (2002). Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature Neuroscience*, *5*(11), 1226–1235. https://doi.org/10.1038/nn963

Tonello, L., Rodrigues, F. B., Souza, J. W. S., Campbell, C. S. G., Leicht, A. S. & Boullosa, D. A. (2014). The role of physical activity and heart rate variability for the control of work related stress. *Frontiers in Physiology*, *5*, 67. https://doi.org/10.3389/fphys.2014.00067

Trepel, M. (2006). *Neuroanatomie. Struktur und Funktion ; mit 27 Tabellen* (3., neu bearb. Aufl., 2. Nachdr). München: Urban & Fischer.

Tse, C. T. F., McDonald, A. C. & Keir, P. J. (2016). Adaptations to isolated shoulder fatigue during simulated repetitive work. Part I. Fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *29,* 34–41. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.07.003

Tubbs-Cooley, H. L., Mara, C. A., Carle, A. C. & Gurses, A. P. (2018). The NASA Task Load Index as a measure of overall workload among neonatal, paediatric and adult intensive care nurses. *Intensive & Critical Care Nursing*, *46*, 64–69. https://doi.org/10.1016/j.iccn.2018.01.004

Ulmer, H.-V. (1983). Voraussetzungen und Folgen menschlicher Arbeit. In W. Rohmert & J. Rutenfranz (Hrsg.), *Praktische Arbeitsphysiologie* (3. neubearbeitete Auflage, S. 60–141). Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.

Ünal, A. B., Steg, L. & Epstude, K. (2012). The influence of music on mental effort and driving performance. *Accident; Analysis and Prevention*, *48*, 271–278. https://doi.org/10.1016/j.aap.2012.01.022

Van den Hoorn, W., Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Hodges, P. W. & van Dieën, J. H. (2012). Mechanical coupling between transverse plane pelvis and thorax rotations during gait is higher in people with low back pain. *Journal of Biomechanics*, *45*(2), 342–347. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.10.024

Van Vu, H., Isableu, B. & Berret, B. (2016). On the nature of motor planning variables during arm pointing movement. Compositeness and speed dependence. *Neuroscience*, *328*, 127–146. https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2016.04.027

Vidulich, M. A. & Wickens, C. D. (1986). Causes of dissociation between subjective workload messures and performance. Caveats for the use of subjective assessments. *Applied Ergonomics*, (17), 291–296.

Vøllestad, N. K. (1997). Measurement of human muscle fatigue. *Journal of neuroscience methods*, *74*(2), 219–227. https://doi.org/10.1016/S0165-0270(97)02251-6

Wahlström, J. (2005). Ergonomics, musculoskeletal disorders and computer work. *Occupational Medicine (Oxford, England)*, *55*(3), 168–176. https://doi.org/10.1093/occmed/kqi083

Weicker, K. (2015). *Evolutionäre Algorithmen*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden. https://doi.org/10.1007/978-3-658-09958-9

Wickens, C. D. (1984). Processing resources in attention. In R. Parasuraman & D. R. Davies (Hrsg.), *Varieties of Attention* (S. 63–102). London: Acedemic Press.

Wickens, C. D. (2017). Mental Workload: Assessment, Prediction and Consequences. In L. Longo & M. C. Leva (Hrsg.), *Human Mental Workload. Models and Applications* (Bd. 726, 18.29). Cham: Springer International Publishing.

Williams, S., Booton, T., Watson, M., Rowland, D. & Altini, M. (2017). Heart Rate Variability is a Moderating Factor in the Workload-Injury Relationship of Competitive CrossFit™ Athletes. *Journal of Sports Science & Medicine*, *16*(4), 443–449.

Winkel, J. & Mathiassen, S. E. (1994). Assessment of physical work load in epidemiologic studies. Concepts, issues and operational considerations. *Ergonomics*, *37*(6), 979–988. https://doi.org/10.1080/00140139408963711

Wolpert, D. M., Ghahramani, Z. & Jordan, M. I. (1995). Are arm trajectories planned in kinematic or dynamic coordinates? An adaptation study. An adaptation study. *Experimental Brain Research*, *103*(3), 460–470. https://doi.org/10.1007/BF00241505

Wolpert, D. M. & Landy, M. S. (2012). Motor control is decision-making. *Current Opinion in Neurobiology*, *22*(6), 996–1003. https://doi.org/10.1016/j.conb.2012.05.003

Wong, A. L., Haith, A. M. & Krakauer, J. W. (2015). Motor Planning. *The Neuroscientist : a Review Journal Bringing Neurobiology, Neurology and Psychiatry*, *21*(4), 385–398. https://doi.org/10.1177/1073858414541484

Yan, J. H., Hinrichs, R. N., Payne, V. G. & Thomas, J. R. (2000). Normalized Jerk: A Measure to Capture Developmental Characteristics of Young Girls' Overarm Throwing. *Journal of applied biomechanics*, *16*(2), 196–203. https://doi.org/10.1123/jab.16.2.196

Yang, Q., Fang, Y., Sun, C.-K., Siemionow, V., Ranganathan, V. K., Khoshknabi, D. et al. (2009). Weakening of functional corticomuscular coupling during muscle fatigue. *Brain Research*, *1250*, 101–112. https://doi.org/10.1016/j.brainres.2008.10.074

Yashiro, K., Fujii, M., Hidaka, O. & Takada, K. (2001). Kinematic modeling of jaw-closing movement during food breakage. *Journal of Dental Research*, *80*(11), 2030–2034. https://doi.org/10.1177/00220345010800111601

Yashiro, K., Takagi, M. & Takada, K. (2012). Smoothness of chewing jaw movements in adults with mandibular prognathism. *Journal of Oral Rehabilitation*, *39*(2), 100–110. https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2011.02256.x

Yeh, Y.-Y. & Wickens, C. D. (1988). Dissociation of Performance and Subjective Measures of Workload. *Human factors*, *30*(1), 111–120. https://doi.org/10.1177/001872088803000110

Zhang, L., Diraneyya, M. M., Ryu, J., Haas, C. T. & Abdel-Rahman, E. M. (2019). Jerk as an indicator of physical exertion and fatigue. *Automation in Construction*, *104*, 120–128. https://doi.org/10.1016/j.autcon.2019.04.016

Anhang

Anhang Experiment I

Geistige Anforderung

Gering — Hoch

Wie viel geistige Anforderung war bei der Informationsaufnahme und bei der Informationsverarbeitung erforderlich (z.B. Denken, Entscheiden, Rechnen, Erinnern, Hinsehen, Suchen ...)? War die Aufgabe leicht oder anspruchsvoll, einfach oder komplex, erfordert sie hohe Genauigkeit oder ist sie fehlertolerant?

Körperliche Anforderung

Gering — Hoch

Wie viel körperliche Aktivität war erforderlich (z.B. ziehen, drücken, drehen, steuern, aktivieren ...)? War die Aufgabe leicht oder schwer, einfach oder anstrengend, erholsam oder mühselig?

Zeitliche Anforderung

Gering — Hoch

Wie viel Zeitdruck empfanden Sie hinsichtlich der Häufigkeit oder dem Takt mit dem die Aufgaben oder Aufgabenelemente auftraten? War die Aufgabe langsam und geruhsam oder schnell und hektisch?

Leistung

Gering — Hoch

Wie erfolgreich haben Sie Ihrer Meinung nach die vom Versuchsleiter (oder Ihnen selbst) gesetzten Ziele erreicht? Wie zufrieden waren Sie mit Ihrer Leistung bei der Verfolgung dieser Ziele?

Anstrengung

Gering — Hoch

Wie hart mussten Sie arbeiten, um Ihren Grad an Aufgabenerfüllung zu erreichen?

Frustration

Gering — Hoch

Wie unsicher, entmutigt, irritiert, gestresst und verärgert (versus sicher, bestätigt, zufrieden, entspannt und zufrieden mit sich selbst) fühlten Sie sich während der Aufgabe

Ermüdung/ Erschöpfung

Gering — Hoch

Wie ermüdet / erschöpft haben Sie sich während der Arbeitsaufgabe gefühlt?
Haben Sie eine Ermüdung/ Erschöpfung (z. B. in Schulter, Oberarm, Nacken) wahrgenommen? Oder hatten Sie das Gefühl, dass der Arm lahm oder schwer wird?

Abbildung A.1: NASA-TLX und Zusatzfrage zur Ermüdung

Aufgabenteil 1: Muster

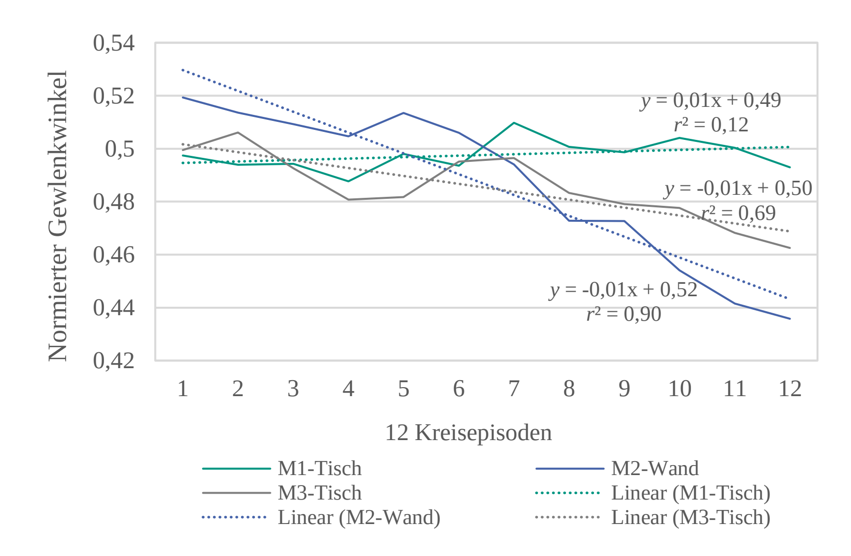


Abbildung B.1: Durchschnittlicher Gelenkwinkelverlauf der 12 Kreis-Episoden mit einer Polynomfunktion 1. Ordnung.

In Abbildung B.1 sind die mittleren normierten Gelenkwinkel über die zwölf Kreisepisoden dargestellt. Die gestrichelten Linien sind die ermittelten Regressionsgeraden.

Tabelle B.1: Post-hoc Analyse der Unterschiede im Bewegungsausmaß des COMs in den verschiedenen Bewegungsachsen innerhalb der Versuchsteile

Versuchsteil	***Achsen***		**T**	**df**	**p**
	x-Achse	*y-Achse*	*4.19*	*35*	*< .001*
M1-Tisch	*x-Achse*	*z-Achse*	*15.13*	*35*	*< .001*
	y-Achse	*z-Achse*	*15.31*	*35*	*< .001*
	x-Achse	*y-Achse*	*12.11*	*35*	*< .001*
M2-Wand	*x-Achse*	*z-Achse*	*14.40*	*35*	*< .001*
	y-Achse	*z-Achse*	*3.90*	*35*	*< .001*
	x-Achse	*y-Achse*	*5.76*	*35*	*< .001*
M3-Tisch	*x-Achse*	*z-Achse*	*15.31*	*35*	*< .001*
	y-Achse	*z-Achse*	*15.19*	*35*	*< .001*

Tabelle B.2: Post-hoc Analyse der Unterschiede in der Bewegungsgeschwindigkeit in den verschiedenen Bewegungsachsen des COMs innerhalb der Versuchsteile.

Versuchsteil	***Achsen***		**T**	**df**	**p**
	x-Achse	*y-Achse*	*-1.11*	*35*	*n. s.*
M1-Tisch	*x-Achse*	*z-Achse*	*5.05*	*35*	*< .001*
	y-Achse	*z-Achse*	*4.41*	*35*	*< .001*
	x-Achse	*y-Achse*	*.98*	*35*	*n. s.*
M2-Wand	*x-Achse*	*z-Achse*	*3.13*	*35*	*< .01*
	y-Achse	*z-Achse*	*1.84*	*35*	*n. s.*
	x-Achse	*y-Achse*	*-1.92*	*35*	*n. s.*
M3-Tisch	*x-Achse*	*z-Achse*	*9.04*	*35*	*< .001*
	y-Achse	*z-Achse*	*5.87*	*35*	*< .001*

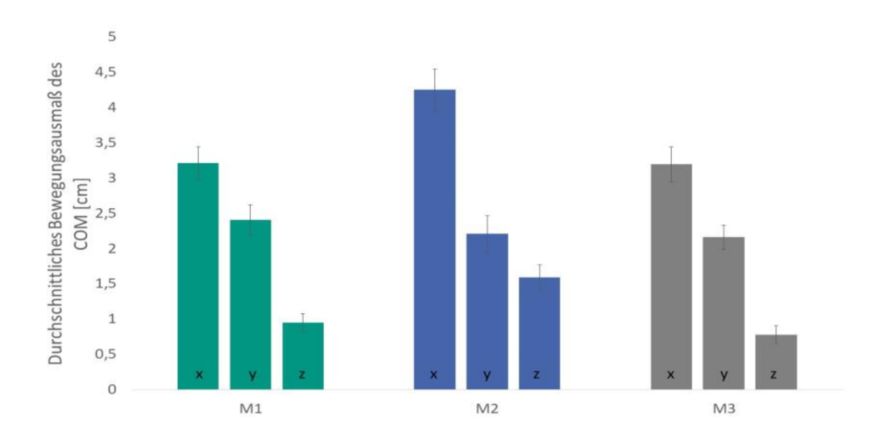


Abbildung B.2: Durchschnittliches Bewegungsausmaß des COMs in cm in den Versuchsteilen M1-Tisch, M2-Wand und M3-Tisch innerhalb der drei Raumachsen (x-, y-, und z-Achse).

Tabelle B.3: Korrelationstabelle BV-basiete Parameter

Parameter	***Anstrengung***	***Ermüdung***
HWS-BV-CV	r = .41, p < .01	r = -.29, p < .05
BWS-BV-CV	r = -42, p < .01	r = -.30, p < .05
SG-BV-CV	r = .37, p < .05	n. s.
EB-BV-CV	n. s.	n. s.
HG-BV-CV	n. s.	n. s.
HWS-BV-ST	r = .41, p < .01	n. s.
BWS-BV-ST	r = .41, p < .01	r = -.35, p < .05
SG-BV-ST	n. s.	n. s.
EB-BV-ST	n. s.	n. s.
HG-BV-ST	n. s.	n. s.

Tabelle B.4: Korrelationstabelle LDLJ-basiete Parameter

Parameter	***Anstrengung***	***Ermüdung***
HWS-LDLJ-MW	n. s.	n. s.
BWS-LDLJ-MW	n. s.	n. s.
SG-LDLJ-MW	n. s.	n. s.
EB-LDLJ-MW	n. s.	n. s.
HG-LDLJ-MW	n. s.	n. s.
HWS-LDLJ-ST	n. s.	n.s.
BWS-LDLJ-ST	$r = -.51, p < .01$	$r = -.31, p < .05$
SG-LDLJ-ST	$r = -.35, p < .05$	n. s.
EB-LDLJ-ST	n. s.	n. s.
HG-LDLJ-ST	n. s.	n. s.
HWS-LDLJ-MW-AMP	n. s.	n. s.
BWS-LDLJ-MW-AMP	$r = -.30, p < .05$	n. s.
SG-LDLJ-MW-AMP	n. s.	n. s.
EB-LDLJ-MW-AMP	n. s.	n. s.
HG-LDLJ-MW-AMP	n. s.	n. s.
HWS-LDLJ-ST-AMP	$r = -.32, p < .05$	n. s.
BWS-LDLJ-ST-AMP	$r = -.47, p < .01$	n. s.
SG-LDLJ-ST-AMP	$r = -.35, p < .05$	n. s.
EB-LDLJ-ST-AMP	n. s.	n. s.
HG-LDLJ-ST-AMP	$r = -.31, p < .05$	n. s.
HWS-LDLJ-FREQ	n. s.	n. s.
BWS-LDLJ-FREQ	n. s.	n. s.
SG-LDLJ-FREQ	n. s.	n. s.
EB-LDLJ-FREQ	n. s.	n. s.
HG-LDLJ-FREQ	n. s.	n. s.
BWS-LDLJ-ST-FREQ	n. s.	n. s.
SG-LDLJ-ST-FREQ	n. s.	n. s.
EB-LDLJ-ST-FREQ	n. s.	n. s.
HG-LDLJ-ST-FREQ	n. s.	n. s.

Aufgabenteil 2: Randomisierung

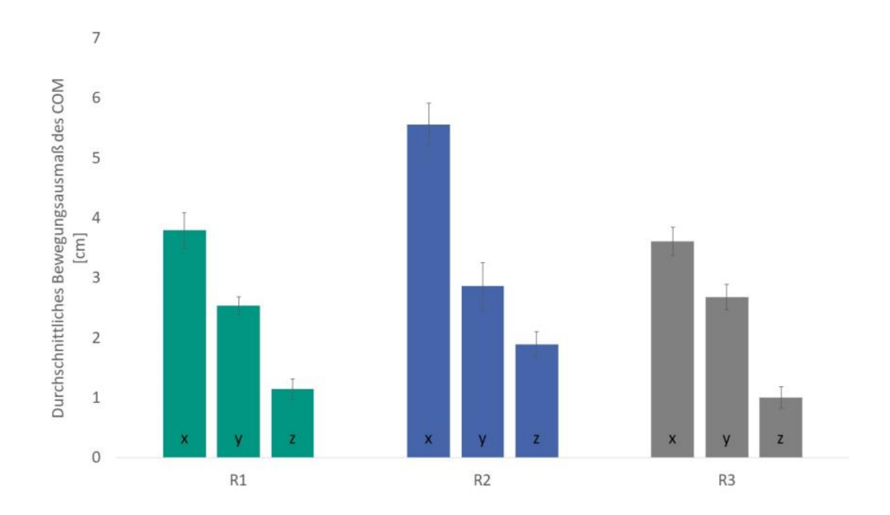


Abbildung C.1: Durchschnittliches Bewegungsausmaß des COMs in cm in den Versuchsteilen R1-Tisch, R2-Wand und R3-Tisch innerhalb der drei Raumachsen (x-, y-, und z-Achse).

Tabelle C.1: Post-hoc Analyse der Unterschiede im Bewegungsausmaß des COMs in den verschiedenen Bewegungsachsen innerhalb der Versuchsteile

Versuchsteil	***Achsen***		**T**	**df**	**p**
	x-Achse	*y-Achse*	*6.87*	*36*	*< .001*
R1-Tisch	*x-Achse*	*z-Achse*	*15.01*	*36*	*< .001*
	y-Achse	*z-Achse*	*14.28*	*36*	*< .001*
	x-Achse	*y-Achse*	*9.98*	*36*	*< .001*
R2-Wand	*x-Achse*	*z-Achse*	*15.04*	*36*	*< .001*
	y-Achse	*z-Achse*	*4.39*	*36*	*< .001*
	x-Achse	*y-Achse*	*4.86*	*36*	*< .001*
R3-Tisch	*x-Achse*	*z-Achse*	*16.18*	*36*	*< .001*
	y-Achse	*z-Achse*	*12.38*	*36*	*< .001*

Tabelle C.2: Post-hoc Analyse der Unterschiede in der Bewegungsgeschwindigkeit in den verschiedenen Bewegungsachsen des COMs innerhalb der Versuchsteile.

Versuchsteil	***Achsen***		**T**	**df**	**p**
	x-Achse	*y-Achse*	*-1.38*	*36*	*n. s.*
R1	*x-Achse*	*z-Achse*	*1.43*	*36*	*n. s.*
	y-Achse	*z-Achse*	*1.83*	*36*	*n. s.*
	x-Achse	*y-Achse*	*.37*	*36*	*n. s.*
R2	*x-Achse*	*z-Achse*	*2.74*	*36*	*< .05*
	y-Achse	*z-Achse*	*3.02*	*36*	*< .05*
	x-Achse	*y-Achse*	*-.28*	*36*	*n. s.*
R3	*x-Achse*	*z-Achse*	*4.40*	*36*	*< .001*
	y-Achse	*z-Achse*	*4.01*	*36*	*< .001*

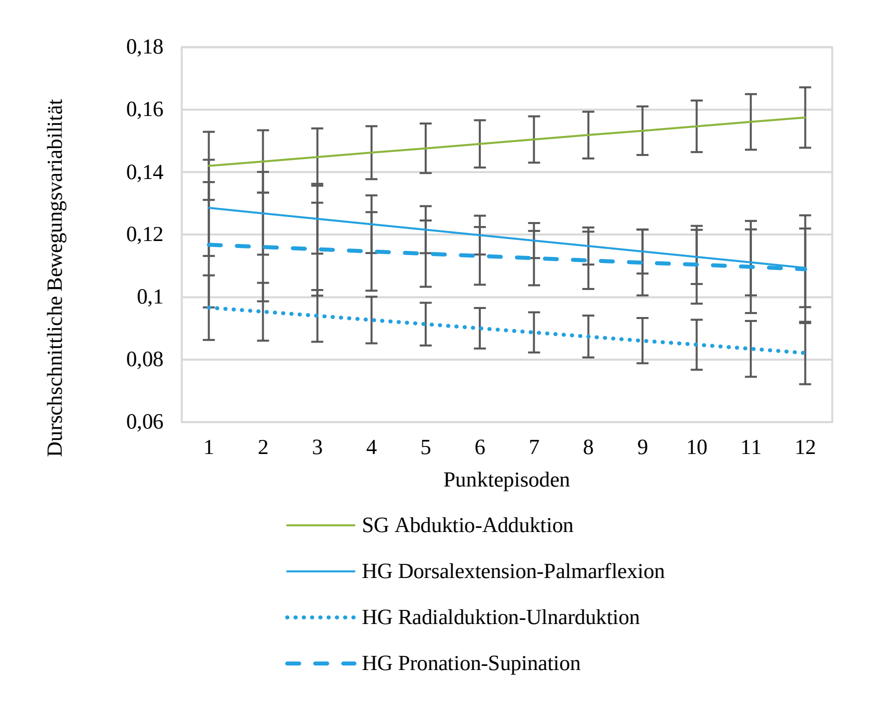


Abbildung C.2: Steigungsverhalten der durchschnittlichen Bewegungsvariabilität im Versuchsteil R2-Wand. Dargestellt durch eine Polynomfunktion 1. Ordnung.

Tabelle C.3: Korrelationstabelle LDLJ-basierte Parameter

Parameter	**Anstrengung**	**Ermüdung**
HWS-LDLJ-MW	*n. s.*	*n. s.*
BWS-LDLJ-MW	*n. s.*	*n. s.*
SG-LDLJ-MW	*n. s.*	*n. s.*
EB-LDLJ-MW	*n. s.*	*n. s.*
HG-LDLJ-MW	*n. s.*	*n. s.*
HWS-LDLJ-ST	*n. s.*	$r = -.32$, $p < .05$
BWS-LDLJ-ST	*n. s.*	$r = -.36$, $p < .05$
SG-LDLJ-ST	*n. s.*	*n. s.*
EB-LDLJ-ST	*n. s.*	*n. s.*
HG-LDLJ-ST	*n. s.*	*n. s.*
HWS-LDLJ-MW-AMP	$r = -.37$, $p < .05$	$r = -.31$, $p < .05$
BWS-LDLJ-MW-AMP	$r = -.38$, $p < .05$	*n. s.*
SG-LDLJ-MW-AMP	$r = -.32$, $p < .05$	*n. s.*
EB-LDLJ-MW-AMP	$r = -.34$, $p < .05$	$r = -.32$, $p < .05$
HG-LDLJ-MW-AMP	$r = -.43$, $p < .01$	$r = -.50$, $p < .01$
HWS-LDLJ-ST-AMP	$r = -.41$, $p < .01$	$r = -.46$, $p < .01$
BWS-LDLJ-ST-AMP	*n. s.*	$r = -.50$, $p < .01$
SG-LDLJ-ST-AMP	*n. s.*	*n. s.*
EB-LDLJ-ST-AMP	*n. s.*	$r = -.32$, $p < .05$
HG-LDLJ-ST-AMP	*n. s.*	$r = -.45$, $p < .01$
HWS-LDLJ-FREQ	$r = -.36$, $p < .05$	*n. s.*
BWS-LDLJ-FREQ	*n. s.*	*n. s.*
SG-LDLJ-FREQ	*n. s.*	*n. s.*
EB-LDLJ-FREQ	*n. s.*	*n. s.*
HG-LDLJ-FREQ	*n. s.*	*n. s.*
HWS-LDLJ-ST-FREQ	*n. s.*	$r = -.32$, $p < .05$
BWS-LDLJ-ST-FREQ	*n. s.*	*n. s.*
SG-LDLJ-ST-FREQ	*n. s.*	$r = -.28$, $p < .05$
EB-LDLJ-ST-FREQ	*n. s.*	*n. s.*
HG-LDLJ-ST-FREQ	*n. s.*	$r = -.29$, $p < .05$

Tabelle C.4: Korrelationstabelle BV-basierte Parameter

Parameter	**Anstrengung**	**Ermüdung**
HWS-BV-CV	*n. s.*	*n. s.*
BWS-BV-CV	r = -.34, p < .05	*n. s.*
SG-BV-CV	*n. s.*	*n. s.*
EB-BV-CV	*n. s.*	*n. s.*
HG-BV-CV	*n. s.*	*n. s.*
HWS-BV-ST	*n. s.*	*n. s.*
BWS-BV-ST	*n. s.*	*n. s.*
SG-BV-ST	*n. s.*	*n. s.*
EB-BV-ST	*n. s.*	*n. s.*
HG-BV-ST	*n. s.*	*n. s.*

ifab KARLSRUHER FORSCHUNGSBERICHTE ZUR ARBEITSWISSENSCHAFT UND BETRIEBSORGANISATION

Im Kontext der Arbeitswissenschaft stellt die wahrgenommene Anstrengung einen zentralen Faktor dar, da sie den Leistungsgrad in Relation zu der Anforderung beschreibt. Die Bewertung der wahrgenommenen Anstrengung ist somit für die Gestaltung von Arbeitsplätzen zur Verbesserung der Arbeitsqualität von großer Bedeutung. Der vorliegende Ansatz stellt eine objektive Methode auf Grundlage kinematischer Daten dar. Ziel der Methode war es, die zeitliche Ableitung der Beschleunigung - den Ruck - als Indikator für die Zeit erhöhter körperlicher Anstrengung (ZEA) zu untersuchen. Die Ergebnisse zeigen, dass die Höhe und die Häufigkeit der Spitzen der Ruckdaten nützliche Indikatoren für die Identifizierung des ZEA sind. Das entwickelte Verfahren erlaubt wichtige Rückschlüsse zur präventiv ergonomischen Pausen-, Arbeitssystem- und Produktgestaltung.



ISSN 2363-7315
ISBN 978-3-7315-1168-7

Gedruckt auf FSC-zertifiziertem Papier